DAS NEKROSEPROFIL BEI DER GEREGELTEN BIPOLAREN HOCHFREQUENZKOAGULATION

MARTIN KRIEGMAIR

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554622_0004

Aus der Urologischen Abteilung des
Städtischen Krankenhauses München, Thalkirchner Strasse
und dem akademischen Lehrkrankenhaus der
Universität München

Chefarzt: Prof. Dr. med. A. Hofstetter

Das Nekroseprofil bei der geregelten bipolaren Hochfrequenzkoagulation

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Martin Kriegmair
aus München
1985

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität München

Berichterstatter : Prof. Dr. med. A. Hofstetter
Mitberichterstatter : Prof. Dr. med. E. Schmiedt
Dekan : Prof. Dr. med. W. Spann
Tag der mündlichen Prüfung: 11. März 1986

I N H A L T

INDEX	TITEL	SEITE
1.	EINLEITUNG	1
1.1	KLINISCHER RAHMEN DER ARBEIT	1
1.2	PROBLEMSTELLUNG	2
1.3	WEGE DER BEARBEITUNG	3
2.	LITERATURBESPRECHUNG	5
2.1	THERAPIE DES BLASENKARZINOMS	5
2.2	EFFEKTE VON HOCHFREQUENZSTRÖMEN UND SPANNUNGEN IM GEWEBE	8
2.3	VERGLEICH VON MONOPOLAREN UND BIPOLAREN KOAGULATIONSELEKTRODEN	9
2.4	ANWENDUNG UND WEITERENTWICKLUNG DER HOCHFREQUENZTECHNIK	10
2.5	TIEREXPERIMENT	12
2.6	MESSVERFAHREN	13
3.	BIOPHYSIKALISCHE GRUNDLAGEN	14
4.	MATERIAL	23
4.1	DER AUTOMATISCH REGELBARE HOCHFREQUENZ-KOAGULATOR	23
4.2	MESSTECHNISCHE GERÄTE	29
5.	METHODIK	33
5.1	TIEREXPERIMENTELLES VORGEHEN	33
5.2	VERMESSUNG DER NEKROSEGEOMETRIE	42
5.3	TEMPERATURMESSUNG	45
5.4	MANOMETRIE	48

INDEX	TITEL	SEITE
6.	EIGENE UNTERSUCHUNGEN	52
6.1	DIE ELEKTRODENGEOMETRIE	52
6.2	DIE NEKROSETIEFE IN ABHÄNGIGKEIT VON DER STROMSTÄRKE UND DER KOAGULATIONSZEIT	65
6.3	VERLAUF DER HOCHFREQUENZSPANNUNG WÄHREND DER KOAGULATION	77
6.4	DAS MAKROSKOPISCHE UND MIKROSKOPISCHE NEKROSEPROFIL	81
6.5	DAS TEMPERATURPROFIL AN DER HARNBLASEN-WAND BEI GEREGELTER BIPOLARER HOCHFRE-QUENZKOAGULATION	94
6.6	DIE MAXIMALE HYDROSTATISCHE BELASTBARKEIT VON HARNBLASEN NACH GEREGELTER BIPOLARER HOCHFREQUENZKOAGULATION	100
7.	DISKUSSION	106
8.	WEITERFÜHRENDE ÜBERLEGUNGEN	113
9.	ZUSAMMENFASSUNG	115
10.	LITERATURVERZEICHNIS	117
11.	BILDQUELLENVERZEICHNIS	128

1. EINLEITUNG

1.1 KLINISCHER RAHMEN DER ARBEIT

Bei der endoskopischen Behandlung von Blasentumoren sind der transurethralen Resektion mit Hochfrequenzstrom durch die Gefahren einer Wandperforation Grenzen gesetzt. Eine sichere radikale Entfernung des tumorösen Gewebes ist vor allem bei den Stadien T_2 und T_3 zweifelhaft. Hohe Rezidivraten belegen diese Annahme /80/.
Mit der endoskopischen Laserkoagulation ist eine homogene transmurale Nekrosebildung unter Erhalt der Wandstruktur möglich. Der Neodym-YAG-Laser wird als Alternative zu der transurethralen Resektion verwendet. Bei größeren Tumoren hat sich die Kombination dieser beiden Verfahren bewährt /32/. Der hohe gerätetechnische und finanzielle Aufwand einer Lasertherapie erschwert jedoch die breite Anwendung in der Urologie.

Die monopolare Hochfrequenzkoagulation wurde früher häufig eingesetzt. Sie ist jedoch für die Therapie von Blasenkarzinomen wegen der nicht sicher reproduzierbaren Nekroseausbreitung und der inhomogenen Devitalisierung ungeeignet /42/.

Bei einer bipolaren Hochfrequenzkoagulation ist der Stromfluß auf den Gewebebereich zwischen beiden Elektroden begrenzt. Es ist daher eine homogenere Nekrosebildung zu erwarten.

Allerdings muß für eine erfolgreiche Therapie eine ausreichende Nekrosebildung vor allem in der Tiefe gewährleistet sein.
FASTENMEIER, PENSEL, ROTHENBERGER erarbeiteten die biophysikalischen Grundlagen für eine Tiefenkoagulation mit bipolarem Hochfrequenzstrom /79/. Der aufgrund dieser Untersuchungen gebaute automatische Hochfrequenzregler ist Gegenstand dieser Arbeit. Die wesentliche Funktion des Regelsystems besteht in dem Konstanthalten der Stromstärke unabhängig von Impedanzänderungen des Gewebes während der Koagulation. Eine Abschaltautomatik verhindert Überhitzungen des zu koagulierenden Gewebes und ihre Folgen.

1.2 PROBLEMSTELLUNG

Bei der Hochfrequenzkoagulation führt die während des Stromflusses freigesetzte Wärmeengergie zur Denaturierung von Gewebe. Ein solches Verfahren der definierten Nekrosebildung tumorösen Gewebes ist speziell an Hohlorganen wie der Harnblase mit bestimmten Problemen und Risiken behaftet. Es ergeben sich folgende Forderungen:

1. Die für eine transmurale Koagulation nötige Tiefenwirkung muß gewährleistet sein.
2. Die Ausdehnung der Nekrose muß steuerbar und reproduzierbar sein.

3. Die Koagulationsnekrose muß in sich homogen und scharf begrenzt sein.
4. Eine Vaporisierung und Karbonisierung der Zellen mit Zerstörung des Gewebeverbandes muß vermieden werden.
5. Die Wärmebildung während der Koagulation darf benachbarte Organe, vor allem Darmschlingen, bei der Koagulation am Blasendach und an der Blasenhinterwand nicht schädigen.
6. Das Risiko einer Perforation der Harnblase während der Koagulation oder danach muß vermeidbar sein.

1.3 WEGE DER BEARBEITUNG

Es ist Aufgabe dieser Arbeit, die o.a. für eine klinische Anwendung bedeutsamen Gesichtspunkte zu untersuchen. Anhand von Experimenten an isolierten Organen und mit tierexperimentellen Untersuchungen an Kaninchen können systematische und qualitative Aussagen gemacht werden.
Die Geometrie der Koagulationsnekrose wird in Abhängigkeit von den Leistungsparametern Stromstärke und Zeit sowie der Elektrodenform an der isolierten Schweineleber und in vivo an der Kaninchenleber vermessen. Histologische Untersuchungen finden nach zwei-, sechs- und vierzehntägigen Heilungsphasen statt.
Die Aufzeichnung der räumlichen und zeitlichen Temperaturverteilung erfolgt an isolierten Schweineharnblasen mit Hilfe

einer Thermokamera. Das Perforationsrisiko nach Koagulation wird durch vergleichende manometrische Messungen beurteilt.

2. LITERATURBESPRECHUNG

Diese Arbeit soll die Einsatzbarkeit der automatisch geregelten bipolaren Hochfrequenzkoagulation in der transurethralen Therapie von Blasenkarzinomen prüfen. Dies geschieht erstmals anhand einer tierexperimentellen Studie.

So erscheint es sinnvoll, in der Literaturbesprechung die jetzige Situation in der Therapie des Blasenkarzinoms sowie den gegenwärtigen Stand der Hochfrequenztechnik im Bereich der Humanmedizin zu beschreiben. Dementsprechend erfolgt die Aufgliederung der Literaturstellen in einzelne Themenbereiche. Insbesondere zur Anwendung von Hochfrequenzstrom in der Medizin gibt es eine fast unübersehbare Zahl von Literaturstellen, so daß nur die für diese Arbeit wesentlichen Artikel besprochen werden sollen. Im Vordergrund stehen dabei Veröffentlichungen zur Weiterentwicklung der bipolaren Hochfrequenztechnik.

2.1 THERAPIE DES BLASENKARZINOMS

Die Methode der Wahl in der Therapie von primären Blasentumoren bis zum Stadium T_{3a} ist heute die transurethrale Resektion /28/49/. Der Abtragung des Tumors mit der elektrischen Schlinge sind allerdings Grenzen gesetzt wegen der Gefahr der spontanen Wandperforation. Auch auf die Gefährdung des Patienten durch Hochfrequenzströme muß hingewiesen werden. In Arbeiten von

FASTENMEIER und FLACHENECKER /15/18/ werden Hochfrequenzgefahren und deren Vermeidung beschrieben.
Problematisch ist die transurethrale Resektion vor allem in den Stadien B_2, C (Marshall-Jewett) bzw. T_3 (UICC), da hierbei bereits die gesamte Blasenwand infiltriert ist. Somit kann bei einem Tumorstadium T_3 keine sichere Radikalität mehr erwartet werden /35/. Des weiteren geht aus einer retrospektiven Studie von RUEBBEN /80/ an 315 Patienten mit Tumoren bis Stadium T_2 hervor, daß nach einer Elektroresektion noch etwa 25 % der Erkrankten eine Tumorprogression aufweisen. Besonders hoch liegt danach die Rezidivrate bei multifokalen Karzinomen (73 %) und bei Rezidivtumoren (84 %). In solchen Fällen erwägt der Autor ein radikaleres Vorgehen im Sinne einer Zystektomie oder Teilresektion.

Eine alternative Ergänzung hierzu ist heute die Bestrahlung tumorösen Gewebes mit dem Neodym-YAG Laser. STAEHLER und HOFSTETTER /86/ berichten über konstante Nekrosetiefen zwischen 3 und 5 mm, wobei es trotz der totalen Wandnekrose zu keinen spontanen Perforationen gekommen ist. Bis zum Tumorstadium T_{3a} wird so eine vollständige Denaturierung von Tumorzellen möglich. Die bisherigen vielversprechenden Ergebnisse sind in Arbeiten von HOFSTETTER u.a. /32/33/ veröffentlicht. Technische Verbesserungen /34/ und die Abschätzung des Perforationsrisikos anliegender Darmschlingen /62/ lassen den Einsatz des Neodym-YAG Lasers mittlerweile als Standardtherapie zu. Die Laserkoagulation findet sowohl einzeln als auch in Kombination mit der Elektroresektion An-

wendung /27/. Eine kontrollierte prospektive Studie hinsichtlich der Tumorrezidiv- und Progressionsraten läuft z.Z. an der urologischen Abteilung des Städtischen Krankenhauses, Thalkirchner Straße München. Hindernisse für die allgemeine Einführung der Lasertechnik sind jedoch der hohe apparative Aufwand sowie die hohen Anschaffungskosten für die Laser-Geräte.
Viele der bei der Tiefendenaturierung von Blasentumoren mit dem Laserstrahl auftretenden Problemstellungen gleichen denen des Verfahrens der automatisch geregelten bipolaren Hochfrequenzkoagulation. Deshalb können Analogieschlüsse zu den Erfahrungen in der Lasertherapie gezogen werden.

Die früher häufig verwendete Technik der monopolaren Koagulation gilt heute als überholt. Die Nekrosebildung ist nur in geringem Maße steuerbar und dementsprechend schlecht reproduzierbar. Histologische Untersuchungen von KEIDITSCH /41/42/ zeigen eine ausgesprochene Inhomogenität der Devitalisierung im Koagulationsfeld der monopolaren Elektrode. Tumorzellen, auch aus der unmittelbaren Nähe der Elektroden, können so leicht zum Ausgangspunkt neuer Rezidive werden. Zudem ist der Patient allen Risiken einer monopolaren Hochfrequenztherapie ausgesetzt /18/.

In der Literatur wird auch über Einzelerfolge anderer Therapiemethoden berichtet, wie z.B. der Chemotherapie /99/, der kryochirurgischen Therapie /31/70/, der sogenannten hydrostatischen Technik /30/ und der Hyperthermie /3/27/.

2.2 EFFEKTE VON HOCHFREQUENZSTRÖMEN UND SPANNUNGEN IM GEWEBE

Trotz der weltweiten Verwendung von Hochfrequenztechnik in der Humanmedizin gibt es in der Literatur nur wenige Arbeiten, die quantitative Aussagen über Hochfrequenzeffekte im Gewebe machen. Nach ROBINSON und DAVIES /72/73/ entsteht die für die Koagulation verantwortliche Wärme im Gewebe auf zwei Wegen. Zum einen wird die während des Stromflusses durch Impedanz des Gewebes entstehende Reibungsenergie als Wärme frei, zum anderen entsteht Wärmeenergie durch im Rhythmus des Wechselstroms pendelnde Moleküle.
HOUSE und HITSELBERGER /36/ beschreiben die Tendenz des Hochfrequenzstromes, sich entlang von Strukturen mit einem hohen spezifischen Leitwert auszudehnen, insbesondere entlang und in Blutgefäßen. Die Tiefenwirkung von Hochfrequenzstrom, ein besonders im Rahmen dieser Arbeit bedeutendes Problem, wird in dem Buch von KRESSE /46/ erörtert.

Komplikationen und Gefahren der Hochfrequenztechnik werden in Arbeiten von KREBS /45/ und TAYLOR /95/ geschildert. Eindrucksvoll verdeutlicht FASTENMEIER /20/21/ die Gefährdung des Patienten wie auch des Operateurs durch Hochfrequenzstrom bei der transurethralen Resektion am Phantom. In diesen Arbeiten werden die physikalischen Effekte im Patienten verständlich und so die Komplikationen vermeidbar.

2.3 VERGLEICH VON MONOPOLAREN UND BIPOLAREN KOAGULATIONS-ELEKTRODEN

Von zahlreichen Autoren werden die Vorteile der bipolaren Arbeitsweise zur Koagulation geschildert. MOOR, SILVIS und VENNES /52/ vergleichen monopolare und bipolare Anordnungen zur Haemostase an Hundemägen. Sie berichten über eine bessere Steuerbarkeit der bipolaren Koagulation hinsichtlich der Flächen- und Tiefenausdehnung. Daraus resultiert ein geringeres Perforationsrisiko. Auch in der Augenheilkunde und Hals-Nasen-Ohrenheilkunde wird die bessere Reproduzierbarkeit der bipolaren Nekrosebildung geschätzt und die große Variabilität des Koagulationseffektes bei der Verwendung unipolarer Systeme kritisiert /5/8/68/. TATE /96/ betont, daß die Wirkung des Hochfrequenzstroms stärker auf den bipolaren als auf den monopolaren Koagulationspunkt lokalisiert bleibt und so das umliegende Gewebe relativ weniger geschädigt wird. Die bereits erwähnten Veröffentlichungen von ROBINSON und DAVIES /72/73/ enthalten eine Reihe von Forderungen an die Hochfrequenztechnik zur Vermeidung von Komplikationen. Diese werden zum großen Teil von den bipolaren Systemen aufgrund der lokalen Begrenztheit des Stromflusses besser erfüllt.

Durch hohe lokale Stromdichten kommt es im Bereich der Koagulationselektroden leicht zur Karbonisierung und zum Anhaften von Gewebe an den bipolaren Operationsinstrumenten.

Dieses Problem der bipolaren Hochfrequenzkoagulation wird in zahlreichen Literaturstellen diskutiert. Hier sei exemplarisch auf Arbeiten von DELONG /11/ und DUJOVNY /15/ hingewiesen.

2.4 ANWENDUNG UND WEITERENTWICKLUNG DER HOCHFREQUENZTECHNIK

Seitdem GREENWOOD /24/ 1940 die bipolare Koagulationstechnik erstmals vorstellte, findet sie vor allem Anwendung im Bereich der Augenheilkunde, der Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, der Neurochirurgie, der Mikrochirurgie und der Gastroenterologie. Von den zahlreichen Veröffentlichungen sind hier nur beispielhafte und für unsere Arbeit interessante Literaturstellen erwähnt.

REED und SNIDER /68/ beschreiben die Verwendung und die Vorteile von bipolaren Pinzetten zur Blutstillung in der Tonsillektomie. FLINT /22/ betont dabei vor allem die deutliche Reduzierung der Operationszeit. Im Rahmen von Vitrektomien und zum Verschluß retinaler Gefäße hat sich die bipolare Elektrotechnik bewährt /8/. Ihre Nützlichkeit in der Neurochirurgie ist unumstritten /38/83/.

Auch zur Sterilisation im Rahmen einer Laparoskopie wird das bipolare Koagulationsprinzip verwendet /71/.

DECKER und ROOS /101/ führen dazu Strommessungen an der Tu-

be durch. Diese zeigen, daß während der Koagulation infolge der konstant gehaltenen Ausgangsspannung des Generators der Stromfluß aufgrund des zunehmenden Widerstandes des austrocknenden Gewebes auf ein Viertel seines Ausgangswertes absinkt. Sie sehen darin die Möglichkeit, unterhalb einer für Komplikationen kritischen Leistungsgrenze zu bleiben.

Um dem Problem der Adhäsion von karbonisiertem Gewebe an bipolaren Instrumenten zu begegnen, werden verschiedene Lösungswege untersucht.
IRGER und BELOV /37/ bauen Pinzetten zur Blutstillung ganz aus Kupfer und fraktionieren den Stromfluß. Auch DELONG und FOX /11/ berichten über Erfolge durch eine Modulation der Stromzufuhr im Sinne kurzer und häufiger Unterbrechungen des Koagulationsvorgangs. Das An- und Abschalten des Generators wird dabei im Sekundenbereich variiert.

DUJOVNY und VAS /15/16/ koagulieren mit einem automatischen Spülsystem, an dem der Druck der Spülflüssigkeit reguliert werden kann. Ein anderes Verfahren stellt REIDENBACH /69/ als "water-jet"-Methode vor. Hier wird die Spülflüssigkeit direkt auf das Gewebe durch die Sonde geleitet.

SUGITA und TSUGANE /94/ verringern die Verschmutzung der bipolaren Pinzetten und verhindern lokale Überhitzungen oder Kurzschlüsse an den Elektroden durch einen bipolaren Koagulator mit automatischer Temperaturkontrolle. Mittels einer "Feed-back"-Steuerung kann die Temperatur der Elektroden unter dem einstellbaren Wert gehalten werden.

Die Möglichkeit, Gefäße mittels eines Katheters durch Hochfrequenzstrom intravasal zu verschließen, wird in Arbeiten von THOMPSON /97/, BRUNELLE /6/7/ und RALSTON /67/ untersucht und diskutiert.

In der Literatur existieren nur wenige Arbeiten zum Problem der Tiefenkoagulation von Geweben mit Hochfrequenzstrom. Fast ausschließlich beschäftigen sich die Arbeiten mit der Anwendung des Hochfrequenzstroms zur Blutungsstillung und zum selektiven Gefäßverschluß. Mit großen monopolaren Plattenelektroden und einem Hochfrequenzgenerator, der ein sehr günstiges Verhältnis seiner Spitzenspannung zur effektiven Spannung aufweist, erreichen SACHSE und ROOS /81/82/ eine Denaturierungstiefe von 6 mm an der menschlichen Harnblasenwand. Indikationen zu herkömmlichen Therapieverfahren wurden dadurch bis jetzt nicht beeinflußt. Auch muß hier nochmals auf die bereits erwähnte Inhomogenität monopolarer Nekrosen hingewiesen werden /42/.

2.5 TIEREXPERIMENT

Zu diesem Thema seien Bücher von ABDERHALDEN /1/, JUNG /39/, KAPLAN /40/ und WEISBROTH /100/ erwähnt, die Auskunft über die Anatomie und Physiologie des Kaninchens geben sowie die Operationstechnik im Tierexperiment beschreiben. Im wesentlichen verdanke ich jedoch meinen schnellen Einstieg

in das operative Tierexperiment den Erfahrungen von PENSEL /61/ im Rahmen seiner Promotionsarbeit zur intravesikalen Neodym-YAG Laserbestrahlung.

2.6 MESSVERFAHREN

In Arbeiten von PENSEL /61/63/ wird die Problematik der Temperaturmessung und die Möglichkeit der Vermessung der Blasenwandstärke mit Ultraschall ausführlich diskutiert.

3. BIOPHYSIKALISCHE GRUNDLAGEN

Die biophysikalischen Grundlagen der automatisch geregelten bipolaren Hochfrequenztechnik sind von FASTENMEIER, PENSEL und ROTHENBERGER an dem Institut für Hochfrequenztechnik der Hochschule der Bundeswehr in München-Neubiberg erarbeitet worden.

Bei einer Koagulation mit Hochfrequenzstrom führt der Verlust an Energie durch Reibung zur Erwärmung des durchflossenen Gewebevolumens nach dem Jouleschen Gesetz. Durch diese Erwärmung finden, abhängig von der Temperatur, typische sichtbare Veränderungen am Gewebe statt /61/. Sie lassen sich für eine Einwirkungsdauer im Bereich von Sekunden in etwa folgendermaßen aufschlüsseln:

Temperatur	Gewebereaktionen
weniger als 60° C	keine sicheren und vollständigen Zelluntergänge; reversible Änderungen sind möglich
von 60° C bis 90° C	vollständige irreversible Devitalisierung des Gewebes durch Koagulation des Zelleiweißes
um 100° C	Vaporisierung des Zellwassers mit explosionsartigem Aufreißen des Gewebeverbandes
mehrere 100° C	Karbonisierung und Verbrennen des Gewebes

Daraus ergeben sich für die Bildung einer transmuralen Nekrose mit oberflächlich aufgesetzten Elektroden an der Blasenwand genaue Kriterien der Erwärmung. Das gesamte zu devitalisierende Gewebevolumen soll möglichst gleichmäßig und gleichzeitig erwärmt werden. Auf keinen Fall darf im vorgesehenen Bezirk die Temperatur unter 60° C absinken oder in die Nähe des Siedepunktes des Zellwassers steigen. Die sichere Nekrotisierung des Gewebes muß gewährleistet sein, aber ohne daß es in diesem Bereich zu einer Vaporisierung oder gar Karbonisierung kommt. Bei Temperaturen knapp über 60° C erreicht man mit einer Einwirkungszeit von zwei Sekunden bereits eine vollständige Koagulation des Zelleiweißes.

Der Hochfrequenzstrom muß also während einer Tiefenkoagulation so dosiert werden, daß im gesamten zu koagulierenden Bereich Temperaturen um 60° C erzeugt werden. Berücksichtigt man, daß nach dem Jouleschen Gesetz die Wärmeabgabe an das Gewebe proportional dem Quadrat der Stromdichte ist, so setzt eine derartig gewünschte homogene Erwärmung eine äußerst homogene Stromdichteverteilung voraus. Die Problematik besteht also darin, in ein Gewebe den Strom von aufgesetzten Elektroden aus so einzubringen, daß die Stromverteilung an der Oberfläche in etwa der in tieferen Schichten entspricht.

Ausschlaggebend für eine solch gleichmäßige Stromdichteverteilung bei einer Koagulation mit oberflächlichen Elektroden ist die Anordnung und Form der Elektroden. Für eine

gleichmäßige Erwärmung muß während der Koagulation der Stromfluß konstant gehalten werden.
Die Bedeutung der Elektrodenform für die Entwicklung eines homogenen Stromfeldes im Gewebe wird im Kapitel 6.1 ausführlich diskutiert. Die Anordnung der Elektroden in Form von zueinander parallel stehenden Bügeln (Abb. 1) erweist sich für die transurethrale Tiefenkoagulation als am zweckmäßigsten. Dabei können die Größenverhältnisse der Bügelabmessungen, insbesondere das Verhältnis zwischen Bügeldurchmesser und Bügelabstand, optimiert werden. Eine koaxiale Anordnung der Elektroden erweist sich wegen der mit der

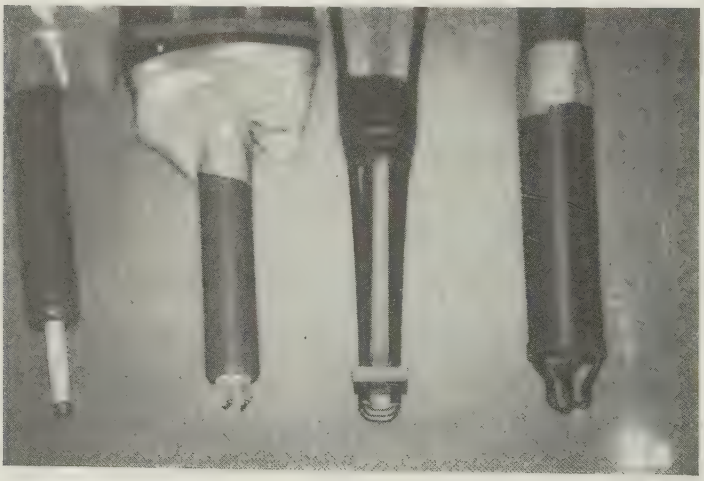

Abb. 1 Verschiedene bipolare Elektroden in koaxialer Anordnung (a) und als Bügel (b, c, d) mit unterschiedlichen Abmessungen

Tiefe rasch abnehmenden Stromdichte als ungeeignet. Damit ist maximal eine Nekrosetiefe von 2 mm erreichbar. Koaxiale Elektroden, passend für herkömmliche Zystoskope, schneiden sehr leicht während der Koagulation in das Gewebe ein und lassen keine Beobachtung der oberflächlichen Veränderungen zu.

Das wesentlichste Ergebnis der Untersuchung von FASTENMEIER, PENSEL und ROTHENBERGER /79/ ist, daß nur mit einer konstanten Stromstärke während des Koagulationsvorgangs eine Tiefenwirkung des Hochfrequenzstroms erreicht werden kann.

Dazu sind genaue Impedanzmessungen an unterschiedlichen Gewebetypen durchgeführt worden. Gewebe wird mit verschiedenen Methoden erwärmt und der Impedanzverlauf aufgezeichnet. Abb. 2 zeigt diesen temperaturabhängigen Impedanzverlauf. Er erweist sich als typisch und reproduzierbar, unabhängig sowohl von der Art des Gewebes als auch von der Erwärmungstechnik. Zunächst nimmt die Impedanz mit dem Anstieg der Temperatur rasch ab. Während der Gerinnung des Zelleiweißes bei einer Temperatur von etwa 60° C zeigt der Verlauf der Impedanzkurve ein deutliches Plateau. Die Impedanz des Gewebes ist auf die Hälfte ihres ursprünglichen Wertes abgesunken. Bei weiterer Temperaturerhöhung steigt die Impedanz wieder flach an. Nachdem eine Temperatur von 70° C erreicht ist, wird nicht weiter erwärmt. Die anschließende Abkühlung läßt die Impedanz weiter kontinuierlich zunehmen und erreicht bei der Ausgangstemperatur bis zu 10 %

niedrigere Werte.

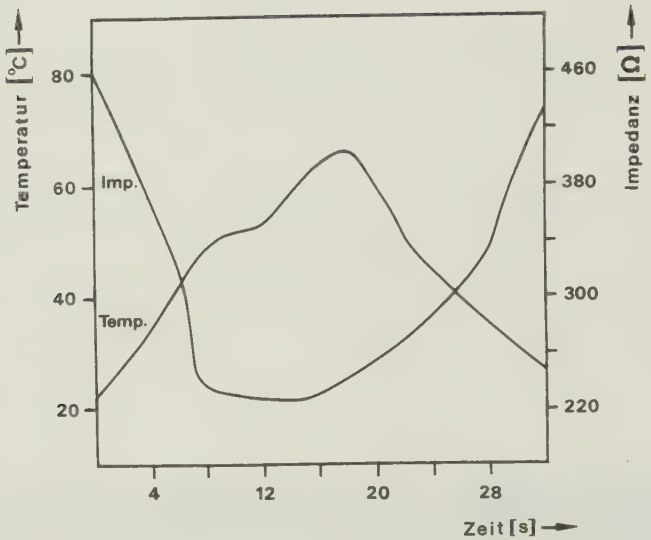

Abb. 2 Zeitlicher Verlauf der temperaturabhängigen Impedanz (Rinderleber)

Der wesentliche Anteil an dieser typischen temperaturabhängigen Impedanzänderung ist der Ionenbeweglichkeit und dem Dissoziationsgrad der Elektrolyte im Gewebe zuzuschreiben und nur unwesentlich einer Zustandsänderung des Eiweißes durch die Koagulation. Dazu werden die temperaturabhängigen Impedanzverläufe am Gewebe (Rinderleber) denen am reinen Zytoplasma (Hühnereiweiß) gegenübergestellt. In Abb. 3 ist dieser Vergleich festgehalten. Die typischen Änderungen der Impedanz, vor allem der steile Abfall bei Erwärmung und der Wiederanstieg bei Temperaturen zwischen

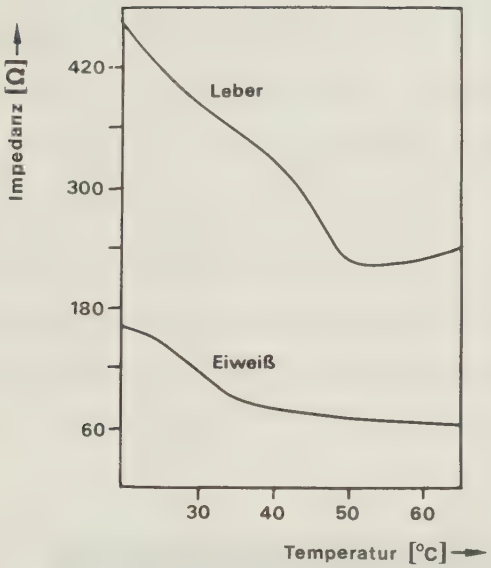

Abb. 3 Temperaturabhängige Impedanz für Gewebe (Rinderleber) und Zytoplasma (Hühnereiweiß)

50° C und 60° C, finden nur im Gewebe statt. Bei einer Erwärmung auf 50° C fällt die Impedanz im Zellverband auf die Hälfte ihres Ausgangswertes. Nur etwa ein Drittel dieses Impedanzabfalls wird dabei durch die Zustandsänderung des Eiweißes bedingt. Das reine Zytoplasma zeigt im Gewebe keinen flachen Anstieg der Impedanz bei Erwärmung über 50° C. Die Impedanz des Eiweißes sinkt dabei weiter kontinuierlich ab.

Die aufgezeigten Änderungen der Leitfähigkeit der Gewebe mit der Temperatur machen die bei der herkömmlichen monopolaren und bipolaren Koagulation auftretenden Effekte

verständlich, insbesondere die durch Überhitzung geplatzten Gewebeoberflächen und die geringe Tiefenausdehnung. So erfolgt zu Beginn der Koagulation mit aufgesetzten Elektroden die Erwärmung der Oberfläche. Dieser Bereich wird dadurch leitfähiger als tieferliegende Schichten. Die Folge davon ist, daß sich noch mehr Hochfrequenzstrom auf den oberflächlichen Gewebebereich konzentriert. Die Erhitzung kann dabei je nach Generatoreinstellung und Gewebetyp so stark werden, daß vaporisierendes Zellwasser zu ausgedehnten Zerreißungen des Gewebes führt (Abb. 4).

Abb. 4 Ausgedehnte Zerreißungen der Kaninchenleberoberfläche durch vaporisierendes Zellwasser

Bei weiterer Zufuhr von Hochfrequenzstrom trocknet das Gewebe aus, karbonisiert und haftet den Elektroden an. Dampfblasenbildung und Austrocknung der Gewebeoberfläche erhöhen sehr stark den Gewebewiderstand und lassen ein ausreichendes Eindringen des Hochfrequenzstroms in tiefere Schichten nicht zu.

Anhand von Rechnungen an Mehrschichtmodellen kann FASTENMEIER /79/ zeigen, daß durch einen konstant gehaltenen Stromfluß während der Koagulation - unabhängig von Änderungen der Leitfähigkeit des Gewebes - Stromdichtespitzen und somit lokale Überhitzungen vermieden werden können. Eine Konzentrierung in der oberflächlichen Gewebeschicht bleibt aus, so daß auch in darunterliegenden Schichten eine Koagulation des Gewebes erfolgen kann. Oberflächliche und tiefe Schichten werden gleichmäßig erwärmt. Diese schonende Erwärmung erzeugt eine ausgesprochen homogene Nekrose.

Auf dieser Grundlage wurde von FASTENMEIER für einen regelbaren Generator ein elektronisches Regelsystem entwickelt. Die Generatorspannung wird entsprechend den temperaturabhängigen Veränderungen der Impedanz so eingestellt, daß der Hochfrequenzstromfluß im Gewebe konstant bleibt. Nach dem Ohmschen Gesetz erfolgt diese Anpassung direkt und proportional. Wie Abb. 5 zeigt, muß die Spannung zunächst aufgrund der zunehmenden Leitfähigkeit des Gewebes bei Erwärmung abfallen. Nach der Gerinnungsphase steigt bei beginnender Dampfblasenbildung die Spannung wieder an. Dieser Effekt wurde zum Einbau einer Schutzschaltung benutzt (siehe Kap. 4.1). Der Anstieg der Spannung ist für den Regler das Kennzeichen, den Generator abzuschalten. So kann nach der Gerinnung und vor einer Gewebezerreißung des Eiweißes die Stromzufuhr unterbrochen werden. Ein Vaporisieren oder Verkohlen von Gewebe wird vermieden.

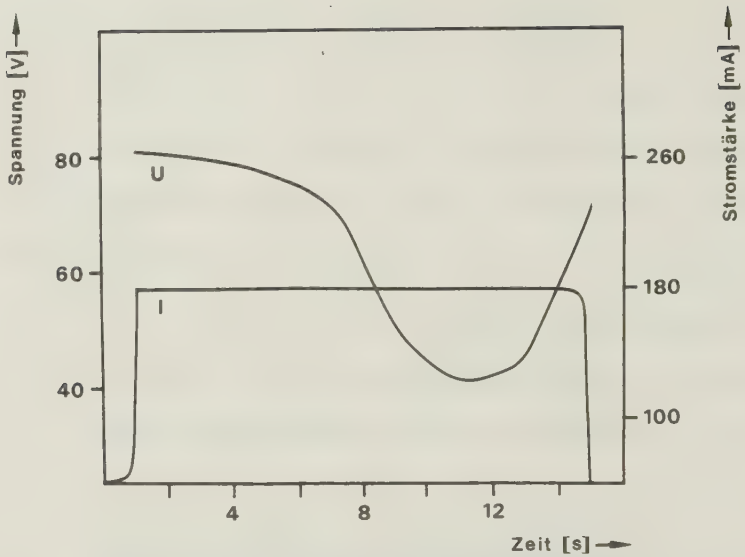

Abb. 5 Typischer Stromverlauf und Spannungsverlauf während einer Koagulation

Eine Verbesserung der Koagulation durch eine Modulation des Hochfrequenzstroms kann nicht erreicht werden. FASTENMEIER, PENSEL und ROTHENBERGER haben die Wirkung von ungepulstem und gepulstem Hochfrequenzstrom verglichen. Pulslänge, Pulsabstand und Pulsform wurden dabei variiert.

Die für eine homogene Nekrosebildung nötige schonende und gleichmäßige Erwärmung ist in erster Linie abhängig von der mittleren applizierten Stromstärke. Für das Verfahren der Tiefenkoagulation erweist sich ein möglichst sinusförmiger, ungepulster und spitzenloser Hochfrequenzstrom als besonders geeignet /72/.

4. MATERIAL

4.1 DER AUTOMATISCH REGELBARE HOCHFREQUENZKOAGULATOR

Am Institut für Hochfrequenztechnik der Bundeswehrhochschule München wurde von FASTENMEIER das Prinzip der automatisch geregelten bipolaren Hochfrequenzkoagulation elektrotechnisch realisiert. Die Koagulationseinheit umfaßt als wesentliche Bestandteile einen regelbaren Hochfrequenzgenerator sowie den extern angeordneten Regler. Aus meßtechnischen Gründen sind zusätzlich ein Spannungsteiler, ein Meßadapter, ein Digitalvoltmeter sowie ein Meßwertschreiber in den Regelkreis eingebaut.

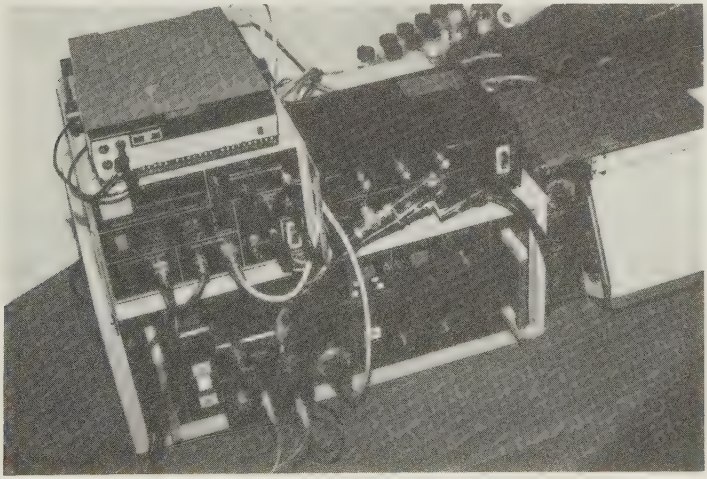

Abb. 6 Gerätetechnischer Aufbau der Koagulationseinheit: a) Hochfrequenzgenerator, b) automatischer Koagulationsregler, c) Spannungsteiler, d) Meßadapter, e) Digitalvoltmeter, f) Meßwertschreiber

Der Generator ist der Prototyp eines am Institut für Hochfrequenztechnik der Bundeswehrhochschule in München entwickelten Hochfrequenzgerätes mit automatischer Regelung des Schneidestroms. Bei einer nahezu sinusförmigen Wechselspannung von 250 kHz liefert der Generator eine maximale effektive Leerlaufspannung von 680 V. Von den beiden bipolaren Elektroden wird die eine mit dieser Wechselspannung versorgt, die andere dient als Nullpotential. Dadurch sind elektrisch bipolare Verhältnisse gegeben.
Als Nachteil gegenüber einer klassischen bipolaren Hochfrequenzschaltung, die nicht zur Verfügung stand, muß angeführt werden, daß es zu einer wenn auch verschwindend geringen kapazitiven Aufladung des Organs bzw. des Patienten während der Koagulation kommen kann. Die Folgen und die Vermeidung eines kapazitiven Hochfrequenzstromflusses sind in den Arbeiten von FASTENMEIER /20/ ausführlich dargelegt. In unseren Tierversuchen ist kein einziger derartiger Zwischenfall aufgetreten.
Zu beobachten ist bei geringerer elektrischer Leistung eine früher einsetzende Nekrosebildung bei der unter Wechselspannung stehenden Elektrode. Diese Asymmetrie der Nekrosebildung ist jedoch bei den für eine Therapie ausreichenden Stromstärken nicht mehr zu beobachten.
Am Ausgang des Generators ist ein Spannungsteiler aufgesetzt, der mit einem Meßadapter verbunden ist. Die Funktion beider Geräte ist, die Hochfrequenzspannung (U) und den Hochfrequenzstrom (I) des Generators am Reglereingang meß-

bar zu machen. Das Ergebnis ist eine dem jeweiligen Generatorsignal äquivalente Gleichspannung: I_{ist} für den Generatorstrom und U_t für die jeweilige momentane Generatorspannung.

Die Aufgabe des bipolaren Hochfrequenzreglers umfaßt im wesentlichen zwei Funktionen: zum einen das Konstanthalten der gewählten Stromstärke I_{soll}, zum anderen das Abbrechen des Koagulationsvorgangs bei einem Spannungsanstieg aufgrund einer Impedanzzunahme durch Dampfblasenbildung im Gewebe.

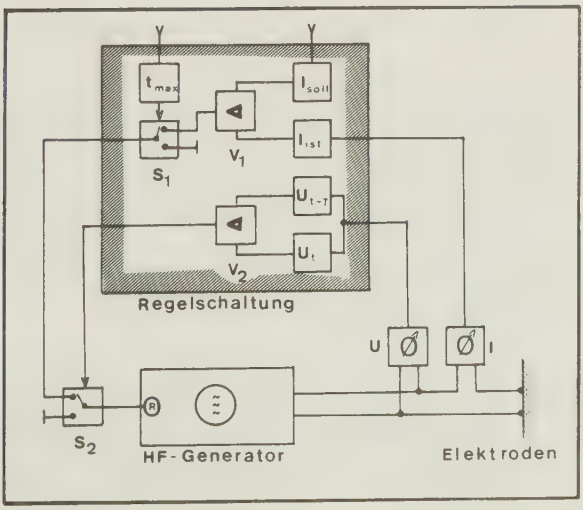

Abb. 7 Blockschaltbild bei der experimentellen Anordnung

Das Blockschaltbild in Abb. 7 erklärt das Prinzip der Regelung. Am automatischen Koagulationsregler läßt sich mittels eines Potentiometers der Sollwert der Stromstärke I_{soll} einstellen. Durch die Vergleichsschaltung V_1 wird der Istwert des Generatorstroms (I_{ist}) laufend mit dem Sollwert verglichen. Entsprechend den Abweichungen wird die Generatorspannung über den Regelereingang (R) solange nachreguliert, bis sich der Istwert mit dem Sollwert deckt. Durch den Schalter S_1 wird der Generator nach Ablauf der gewählten maximalen Koagulationsdauer t_{max}, die an einer eingebauten Stoppuhr eingestellt werden kann, abgeschaltet.
Das vorzeitige Unterbrechen des Koagulationsvorgangs, zum Schutz des Gewebes, wird durch die Vergleichsschaltung V_2 gesteuert. Die momentane Ausgangsspanung U_t wird mit der Generatorspannung U_{t-T} verglichen, die der Generator eine kurze Zeitspanne T zuvor hatte. Ist U_t größer als U_{t-T}, ist also die Generatorspannung angestiegen, so wird über den Schalter S_2 innerhalb von wenigen Millisekunden der Stromfluß unterbrochen.

An den Hochfrequenzregler ist ein Digitalvoltmeter angeschlossen. So wird der eingestellte Generatorwert I_{soll} ablesbar. Der Regelkreis ist so aufgebaut, daß der an dem Sollwertpotentiometer eingestellte und an dem Digitalvoltmeter ablesbare Wert möglichst proportional dem tatsächlich fließenden Generatorstrom ist. Um mögliche Abweichungen zu

erfassen, wird die in Abb. 8 dargestellte Eichkurve aufgenommen. In dem für die bipolare Hochfrequenzkoagulation interessierenden Leistungsbereich zwischen 100 mA und 200 mA ist die Kurve linear, d.h. der Meßwert ist dem tatsächlichen Stromwert proportional.

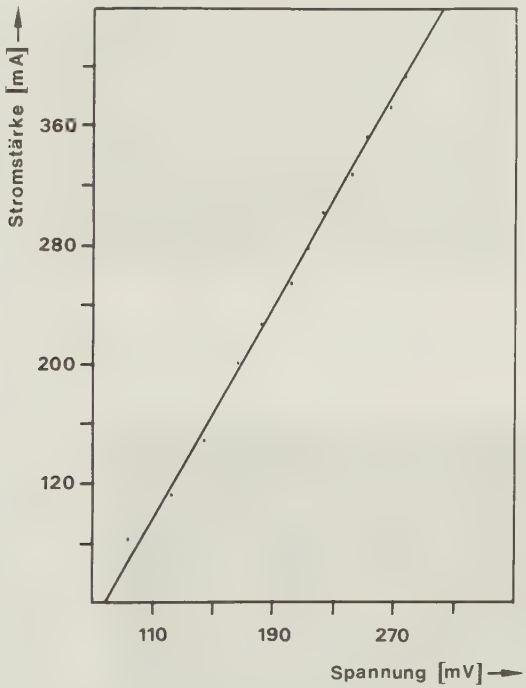

Abb. 8 Eichkurve für die experimentelle Koagulationseinheit - Dem einstellbaren Sollwert (mV) wird der tatsächlich fließende Generatorstrom (mA) zugeordnet.

Mittels eines geeichten Meßwertschreibers werden die Strom- und Spannungsverläufe während der Koagulation aufgezeichnet.

Zur Koagulation verwenden wir Bügelelektroden, passend für die Abmessungen eines Resektionsschaftes der Größe Charr. 24. Für die Tierversuche werden die von der Firma Karl Storz, Tuttlingen, angefertigten Elektroden aus V_2A-Stahl benutzt (Abb. 10 und 11). Die parallelstehenden Bügel dieser Elektroden sind 3 mm lang, haben einen Durchmesser von 0,75 mm und voneinander einen Abstand von 5 mm. Sie werden in Experimenten an isolierten Organen mit einem Elektrodenmodell aus Eisen des Instituts für Hochfrequenztechnik der HSBw München verglichen. Die Maße dieser in Abb. 1 (d) dargestellten Elektrodenbügel betragen: Länge 5 mm, Durchmesser 1 mm, Abstand 3 mm.

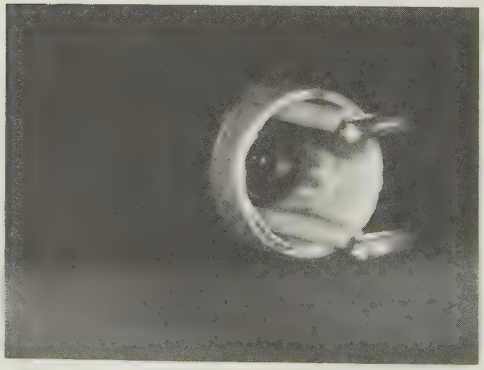

Abb. 9 Bipolare Bügelelektrode im Resektoskop

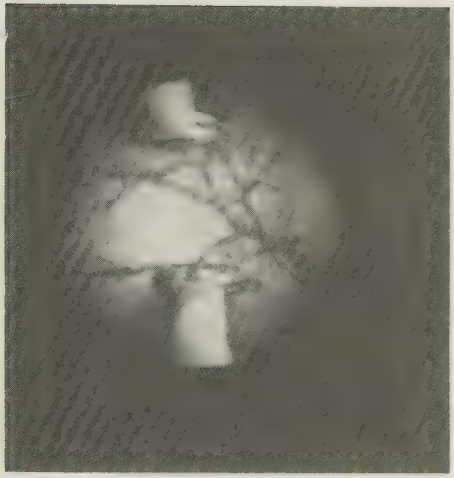

Abb. 10 Endoskopische Ansicht der bipolaren Bügelelektroden in der Harnblase (Kaninchen)

4.2 MESSTECHNISCHE GERÄTE

Thermokamera: Das Temperaturprofil während der Koagulation an der Serosa und Mukosa der isolierten Schweineharnblase zeichnen wir mit der Thermokamera Thermovision 750 der Firma AGA Optronic auf. Diese Thermokamera (Abb. 11) bildet im Vergleich zur Temperatur des flüssigen Stickstoffes die jeweilige räumliche Temperaturverteilung auf einem Schwarz-Weiß-Monitor als Wärmebild ab. Die Grauwerte werden elektronisch in diskrete Stufen eingeteilt, denen auf einem Farbmonitor bestimmte Farben zugeordnet werden (Abb. 12).

Abb. 11 Thermokamera mit Schwarz-Weiß-Monitor vor der auf einen Ring aufgespannten Harnblasenwand

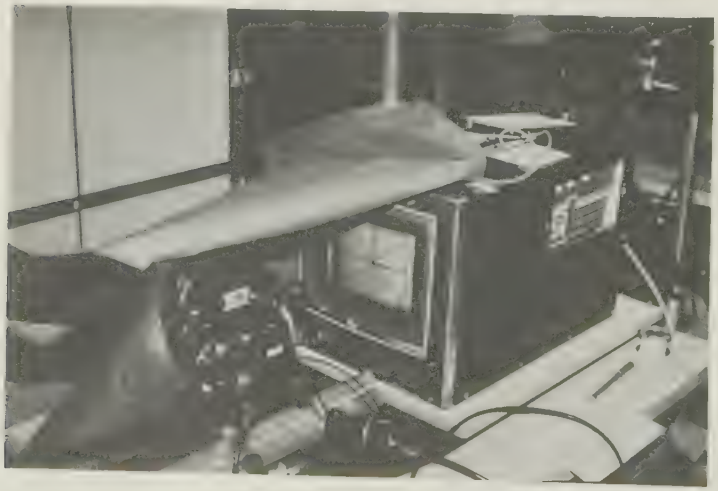

Abb. 12 Farbmonitor und 16 mm Kamera

Durch Abfilmen vom Farbmonitor mit einer 16 mm Kamera von Beaulieu können wir zusätzlich die zeitliche Temperaturverteilung während des Koagulationsvorgangs erfassen. Als Filmmaterial verwenden wir Eastman Ektachrome 7239.

Ultraschallgerät: Zur Vermessung der Blasenwandstärke wird der A-Scanner 4100 MG der Firma Kretz mit einem 10-MHz Transducer verwendet. In der Promotionsarbeit von PENSEL /61/ wird dieses Verfahren ausführlich beschrieben.

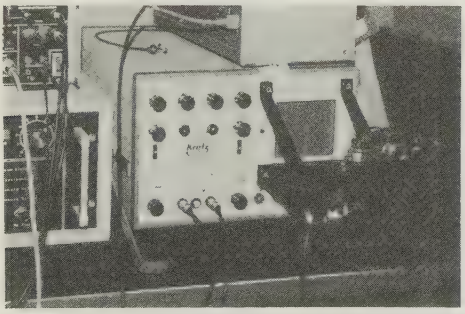

Abb. 13 Ultraschallgenerator mit Monitor

Manometer: Die Untersuchung der maximalen hydrostatischen Belastbarkeit von nicht koagulierten und koagulierten Schweineharnblasen in vitro wird mit einer manometrischen Vorrichtung der Firma Martin Gruber KG, München (Pressure Amplifier BAP 413) durchgeführt (Abb. 14). Auch die Volumenpumpe, mittels derer wir die Harnblasen kontinuierlich über den einen Zugang eines doppelläufigen Katheters füllen, ist von derselben Firma. An den zweiten Zugang des

Katheters ist ein Druckabnehmer der Firma Bentley Trantec INC. Irvine, California, angeschlossen (Abb. 23). Zur Aufzeichnung des hydrostatischen Durcks dient ein Meßwertschreiber der Firma Gould INC., Cleveland, Ohio.

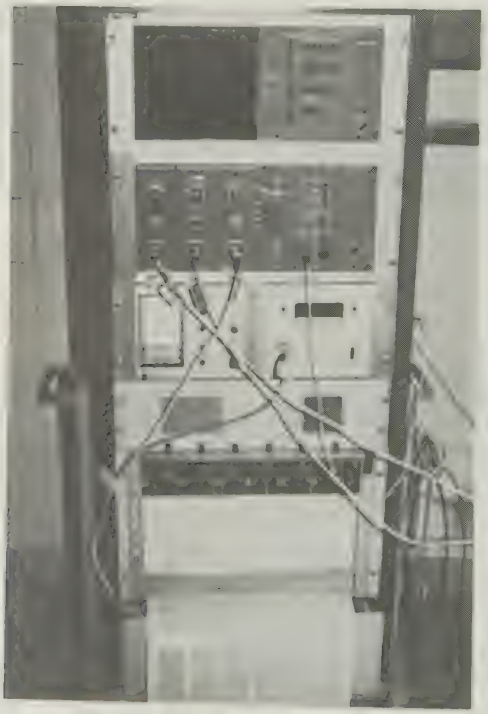

Abb. 14 Manometrievorrichtung (Martin Gruber KG, München)

5. METHODIK

Es werden das tierexperimentelle Vorgehen, die Anordnung der technischen Versuchselemente und die Auswertung der Ergebnisse beschrieben.

5.1 TIEREXPERIMENTELLES VORGEHEN

Bei der Erprobung neuer chirurgischer Techniken ist die Verwendung von Tiermodellen nicht zu umgehen. Bestimmte Parameter eines neuen Verfahrens können nur durch systematische Tierexperimente gefunden werden. Bei dieser Arbeit erfordert insbesondere die Frage nach der räumlichen Ausdehnung der Koagulationsnekrosen in vivo und nach dem Abheilen der gesetzten Läsionen ein tierexperimentelles Vorgehen. Nur so kann letztlich geklärt werden, ob eine definierte Nekrosebildung homogen alle im Koagulationsfeld liegenden Zellstrukturen erfaßt. Eventuell überlebende pathologische Zellen könnten Ausgangspunkte für neue Rezidive sein.

Zunächst werden alle Versuche an isolierten Organen in vitro durchgeführt, um so den Wert des Tiermodells besser abschätzen zu können.

Das Nekroseprofil läßt sich am besten am homogenen und gut durchbluteten Parenchym der Leber beurteilen. Die gelben Koagulationsnekrosen zeichnen sich deutlich und scharf

gegen das dunkelrote Lebergewebe ab. Die Steuerbarkeit der Nekrosebildung, die Abgrenzung gegen intaktes Gewebe, die Homogenität und der Heilungsverlauf der Nekrose werden an der Kaninchenleber in vivo untersucht. Dabei bietet die Leber von Kaninchen eine genügend große Oberfläche für eine ausreichende Zahl von Koagulationsstellen.

Abb. 15 Gesamtaufbau für das Tierexperiment

Das Temperaturprofil während der Koagulation und die Gefahr einer Perforation der Harnblase untersuchen wir an isolierten Schweineharnblasen. Sie weisen eine dem Menschen vergleichbare Wandstärke auf. Harnblasen von Tieren mit einer maximalen Wanddicke von weniger als 3 mm sind für die Beurteilung des Verfahrens der bipolaren Tiefenkoagulation von Harnblasentumoren ungeeignet. Im Rahmen die-

ser Arbeit ist es nicht möglich, mit Tieren, deren Harnblasen eine adäquate Größe aufweisen, in vivo systematisch zu experimentieren. Die Möglichkeiten und die Grenzen, die Blasenwand kleinerer Tiere mittels eines implantierten Tumors zu verbreitern, sind aus der Literatur bekannt. Bei Experimenten mit dem Laserstrahl /61/ ist dieses Verfahren angewandt worden. Aufgrund der ähnlichen Problemstellung bei der Laserkoagulation und der geregelten bipolaren Hochfrequenzkoagulation können Analogieschlüsse aus diesen Experimenten gezogen werden.

Im folgenden sollen die für unsere Experimente wesentlichen Aspekte der Anatomie und Physiologie sowie die Narkosetechnik und das operative Vorgehen beschrieben werden.

Anatomie: Für die Arbeit ist vor allem die topographische Lage und Anatomie der Kaninchenleber von Interesse. Die Kaninchenleber liegt in ihrer Gesamtheit völlig hinter dem spitzwinkeligen Rippenbogen dieser Tiere. Sie ist trotz ihrer guten Atemverschieblichkeit während der Inspiration nicht tastbar.
Die Leber fällt durch ihre starke Lappung auf. Sie kann aufgrund der Incisura lobularis grob in einen großen Lobus dexter und in einen etwas kleineren Lobus sinister eingeteilt werden. An der medialen Seite des rechten Lappens liegt eine Vertiefung für die Gallenblase, rechts davon der Lobus quadratus. Kranial liegt der deutlich abgesetzte

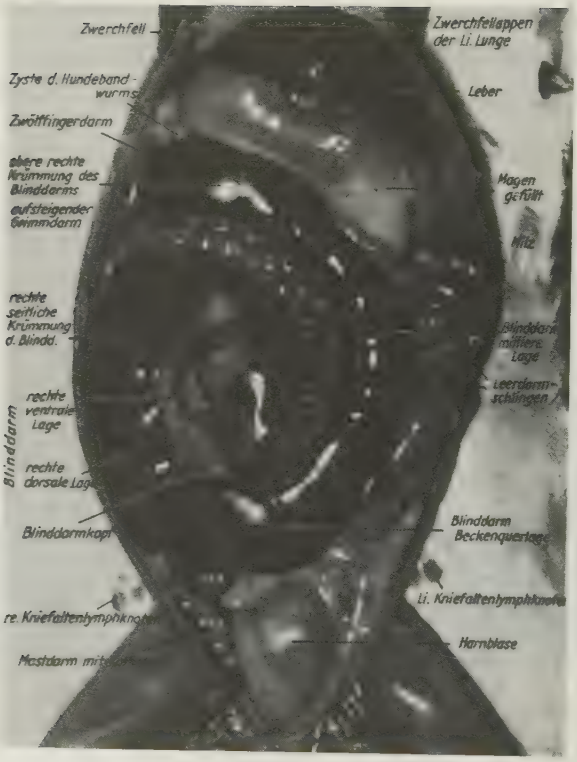

Abb. 16 Abdomenübersicht beim Kaninchen

Lobus caudatus, dessen Kaudalfläche der rechten Niere aufliegt und der nur eine schmale Verbindung zu anderen Leberlappen hat. Der Processus papillaris ist durch eine Brücke mit dem Lobus dexter und Lobus caudatus in Verbindung. Der Lobus sinister wird aus dem Lobus medialis und dem Lobus lateralis gebildet. Durch das Lig. hepatocolicum, Lig. he-

patorenale, Lig. hepatogastricum, Lig. hepatoduodenale und Lig. triangulare sinistrum wird die Leber in ihrer Lage fixiert.

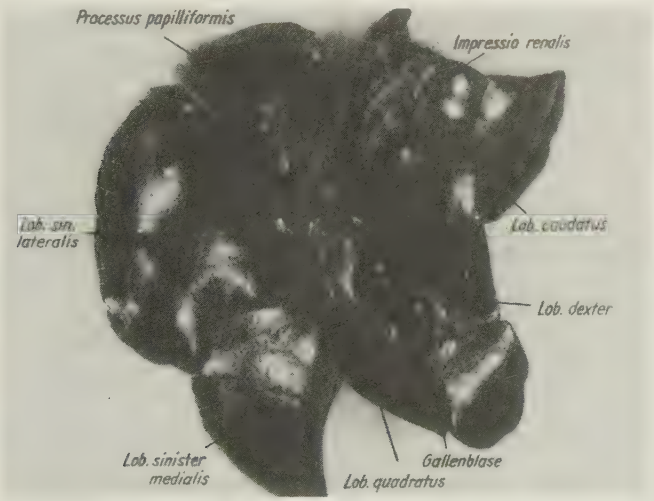

Abb. 17 Anatomie der Kaninchenleber

In der Histologie erkennt man die Randständigkeit der Leberzellkerne. Oft sind zwei Kerne in einer Zelle. Auffallend ist die große Anzahl der Gallenkapillarnetze. Periportal befinden sich Zellhaufen, die den Lymphzellen oder den Mononukleären entsprechen. Das Endothel der Leberkapillaren wird durch Kupfersche Sternzellen gebildet. Diese Zellen sind sehr flach.

Physiologie: Hier sollen nur einige für die Narkose und Operation wichtige physiologische Daten angegeben werden:

rektale Körpertemperatur	38,5 bis 39,5° C
Pulsfrequenz	120 bis 150 min^{-1}
Atemfrequenz	50 bis 60 min^{-1}

Narkose: Für die Narkose der Kaninchen verwenden wir die Injektionsanaesthetica Rompun ^{R} und Ketanest ^{R} (Rezeptur siehe S. 39). Diese Kombination wirkt als gutes Analgetikum und Muskelrelaxans. Die analgetische Komponente ist eher den Ketaminen zuzuschreiben, die relaxierende dem Rompun. Die Narkose wird durch eine i.m.-Injektion in den m. gluteus maximus eingeleitet und durch eine i.v.-Injektion in eine Ohrvene unterhalten. Die Narkosetiefe ist durch die Kaubewegungen des Tieres leicht steuerbar. Dies ist jedoch nur bei den Chincilla-Kaninchen aus der Zucht der Gesellschaft für Strahlenforschung, München-Neuherberg, möglich. Wesentlich schwieriger ist es, die Anaesthesie der Kaninchen aus der Zucht des pathologischen Instituts im Städtischen Krankenhaus München-Schwabing zu kontrollieren. Der Kornealreflex der Tiere dient uns hier zur Abschätzung der Narkosetiefe. Dabei ist die Gefahr der Überdosierung mit der Folge eines Atem- und Kreislaufstillstandes sehr groß. Daher erweist es sich als günstig, die Narkose bei Bedarf immer nur durch fraktionierte i.v.-Gaben von höchstens einem halben Milliliter der adäquaten Narkotikakombination zu unterhalten. Auch sollte die Spritze mit den Narkosemitteln höher als die venöse Punktationsstelle fixiert werden, da sonst zurücklaufendes Blut ge-

rinnt und ein weiteres Injizieren behindert oder unmöglich macht. Die Praemedikation erfolgt mit Atropin.

Rezeptur

Praemedikation

Atropin (0,5 mg/ml)	0,08 ml/kg	i.m. 15 min warten

Narkoseeinleitung

Ketanest (50 mg/ml)	1,2 ml/kg	gemischt i.m.
Rompun (2 %)	0,3 ml/kg	

Narkoseunterhaltung

Ketanest (50 mg/ml)	0,5 ml/kg	gemischt i.v.
Rompun (2 %)	0,1 ml/kg	
NaCl (0,9 %)	0,6 ml/kg	

Operation: Vor Beginn der Operation werden die Haare aus dem Operationsbereich mit Hilfe einer Enthaarungscreme entfernt. Die Kaninchen werden in einer flachen Plastikschale auf einem Rost gelagert, so daß die während der Koagulation benötigte Spülflüssigkeit ungehindert abfließen kann. Dabei werden die Tiere in gestreckter Rückenlage mit einer leichten Drehung der Körperlängsachse nach links fixiert. Der Kopf wird im Nacken leicht überstreckt.
Der Situs wird durch einen bogenförmigen Schnitt unterhalb des Rippenbogens eröffnet. Er setzt rechts auf der Höhe der mittleren Axilliarlinie an und endet links, je nach der Größe des Tieres, zwei bis drei Querfinger von der Median-

linie entfernt. Nach Eröffnung des Peritoneums empfiehlt es sich, den oft sehr stark geblähten Magen mit feuchten Kompressen nach kaudal zu drängen. Dadurch läßt sich die völlig unter dem Rippenbogen liegende Leber besser hervorziehen. Durch ein Tamponieren des subphrenischen Raumes wird der größte Teil der Leberlappen frei zugänglich (Abb. 18). Es ist jedoch zu beachten, daß das Leberparenchym sehr druckempfindlich ist und sehr leicht einreißt.

Abb. 18 Kaninchenleber in situ

Eine Leberwunde muß sofort wegen des starken Blutverlustes verschlossen werden. Die Hautdecke läßt sich gut mit einem Faden aus Prolene[R] der Stärke 3,5 metric verschließen. Diesen Faden konnten die Tiere nicht durchbeißen. Auch ist wegen dieser Gefahr eine Einzelknopfnaht der Hautschicht

in jedem Fall einer fortlaufenden Naht vorzuziehen.

Die Tiere kühlen während der Operation durch die Koagulationspülflüssigkeit stark aus. Dies läßt sich durch die Bestrahlung mit einer Infrarotlampe verhindern.

Koagulation: Bei der Koagulation müssen die Bügelelektroden vorsichtig, aber mit genügend Druck aufgesetzt werden. Für eine ausreichende Stromeinprägung ist es nötig, daß die Bügel die Leberoberfläche deutlich eindrücken. Auf ein gleichmäßiges und vollständiges Aufsetzen beider Bügel ist zu achten. Wird der Kontakt der Elektrode zum Gewebe durch Unachtsamkeit des Operateurs oder durch Bewegungen des Tieres vermindert, so unterbricht die Schutzschaltung des Reglers sofort die Koagulation. Die gute Atemverschieblichkeit der Kaninchenleber, insbesondere bei hyperventilierenden Tieren, erschwert so oft die Koagulation. Die Veränderungen der Leberoberfläche zwischen den beiden Bügeln während der Koagulation können durch den Zystoskopeinsatz des Resektionsschaftes beobachtet werden.
Bei einer transurethralen Koagulation ist eine Spülung der Harnblase nötig. Die Spülung erfolgt dabei mit elektrolytfreier Lösung direkt über den Zystoskopschaft. Daher wird die Abhängigkeit der Nekroseform und ihre Ausbreitung von der Spüldauder und Spülstärke untersucht.

Abb. 19 Einzelne Koagulationsnekrosen an der Kaninchenleber

5.2 VERMESSUNG DER NEKROSEGEOMETRIE

Die Vermessungen der Nekrosen führen wir an der frisch entnommenen Schweineleber und in vivo an der Kaninchenleber durch. Das Lebergewebe eignet sich hierfür besonders gut, da die gelben Koagulationsnekrosen sich deutlich und scharf von dem intakten dunkelroten Parenchym abgrenzen. Die Nekrosetiefe an der Kaninchenleber wird am formalin-fixierten Präparat nach zwei-, sechs- und vierzehntägigen Heilungsphasen gemessen. Die Messungen erfolgen mit Hilfe einer Lupe.

An frisch entnommenen Schweineblasen können die Nekrosegrenzen nur histologisch erfaßt werden. Die makroskopische Differenzierung zwischen gelblich-weißem Blasengewebe und Nekrose ist nur bedingt möglich. Die Messung der Nekroseausmaße an der Harnblasenwand lebender Tiere ist möglich, jedoch für ein Verfahren der Tiefenkoagulation erst ab Wandstärken von mehreren Millimetern sinnvoll. Die Zahl der für unsere Meßreihe benötigten entsprechend großen Tiere (Hunde oder Schweine) ist zu hoch und nicht notwendig, da die Ergebnisse der Koagulationen an der Kaninchenleber denen an der isolierten Schweineharnblase vergleichbar sind.

Die Nekrosetiefe wird bestimmt in Abhängigkeit von der Stromstärke, der Koagulationsdauer und der Elektrodenform. Nach orientierenden Vorversuchen wird der Stromstärkebereich von 80 mA bis 350 mA in Stufen von 15 mA Differenz unterteilt. Unterhalb von 80 mA führt auch keine noch so lange Koagulationsdauer zu einer sichtbaren Gewebenekrose an der Kaninchen- bzw. Schweineleber. Über 360 mA schaltet die Schutzschaltung des Reglers die Stromzufuhr innerhalb einer Sekunde ab. Als Elektroden werden die von der Firma Karl Storz, Tuttlingen, gefertigten Modelle verwendet. Die Koagulationszeiten werden in Intervalle von 5 Sekunden zwischen 0 und 60 Sekunden variiert. Koagulationszeiten länger als eine Minute einzustellen, ist nicht praktikabel und sinnvoll. Für die transurethrale Anwendung ist ein möglichst kurzer Kontakt der Elektrodenbügel mit der

Blasenwand bei optimaler Ausbildung der Nekrose wünschenswert. Lange Koagulationszeiten erhöhen die Unsicherheiten und Risiken. Die Reproduzierbarkeit des Verfahrens wird somit erschwert.

Zu jedem Wertepaar aus Stromstärke und Koagulationszeit wird die Nekrosetiefe mindestens achtmal vermessen. Dabei beträgt die maximale Schwankungsbreite der gemessenen Nekrosetiefe 1 mm. Der Mittelwert wird dem jeweiligen Parameterpaar aus Stromstärke und Zeit zugeordnet. Die Nekrosetiefe in Abhängigkeit von Stromstärke und Koagulationszeit läßt sich graphisch darstellen. Insbesondere interessiert die Möglichkeit, ob sich die Nekroseausbreitung für bestimmte Einstellungen des Generators auf eine gewünschte Tiefe begrenzen läßt. Daher wird die maximale Nekrosetiefe für die einzelnen Stromstärken unabhängig von der Koagulationsdauer vermessen. Die Zeitvorgabe wird dabei nicht begrenzt. Die Koagulation wird durch die Schutzschaltung bei drohender Vaporisierung beendet. Ebenso wird untersucht, inwiefern die maximal mögliche Nekroseausbreitung durch eine vorgewählte Koagulationszeit steuerbar ist.

Die Strom- und Spannungsverläufe werden mit Hilfe eines Meßwertschreibers während der Koagulation aufgezeichnet. Sie werden nach typischen Spannungsverläufen in Gruppen zusammengestellt und mit den Veränderungen am Gewebe verglichen. Besonders das elektrische Abschaltkriterium, d.h. der Spannungsanstieg, wird in Relation zu den Gewebeveränderungen gebracht. So wird die Empfindlichkeit der Ab-

schaltautomatik für den jeweiligen Gewebetyp beurteilt.

5.3 TEMPERATURMESSUNG

Bei einem endoskopischen Verfahren der transmuralen Thermokoagulation an einem Hohlorgan sind anliegende und umliegende Organe in hohem Maße durch die Wärmebildung gefährdet. Es ist daher für die Anwendbarkeit eines solchen Verfahrens von entscheidender Bedeutung, inwieweit die Temperaturentstehung limitierbar ist. Auch soll die Homogenität des Temperaturprofils im Nekrosebereich sowie der Temperaturgradient an den Grenzen des koagulierten Gewebes beurteilt werden. Zu diesem Zweck zeichnen wir die räumliche und zeitliche Temperaturverteilung während der Koagulation an der Serosa und Mukosa isolierter Schweineharnblasen auf.
Für eine Temperaturmessung während einer Hochfrequenzkoagulation kommt nur eine nicht elektrische Methode in Frage. Auch sind alle Meßinstrumente, die auf der Basis der Wärmeleitung oder Wärmekonvektion arbeiten, ungeeignet, da sie dem zu messenden Gewebe Wärme entziehen. Dies würde vor allem bei dem kleinen koagulierten Volumen den Wärmeinhalt und damit den gemessenen Temperaturwert merklich verändern. Ein falsch-niedriges Ergebnis wäre die Folge. Daher nutzen wir die Möglichkeit, mit Hilfe einer AGA-Kamera der Gesellschaft für Strahlenforschung, München-Neu-

herberg, die Temperaturprofile berührungsfrei, d.h. mittels Wärmestrahlung, aufzuzeichnen.

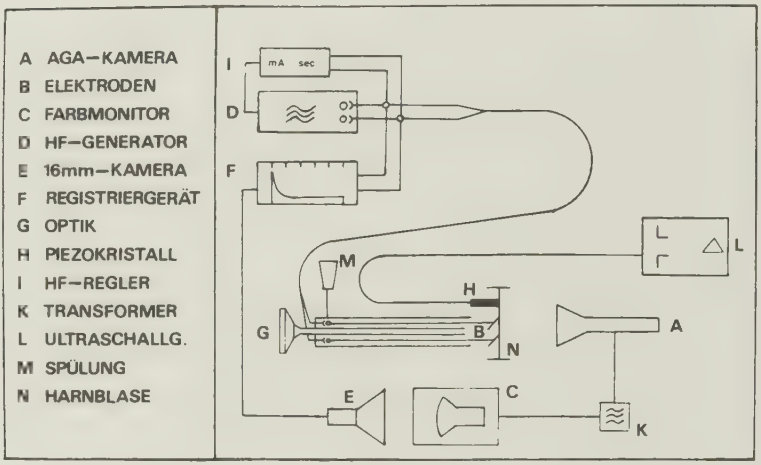

Abb. 20 Schematischer Versuchsaufbau zur Temperaturmessung an der isolierten Schweineharnblase

Abb. 20 zeigt schematisch die Versuchsanordnung.
Die physikalisch-meßtechnischen Grundlagen dieser Methode werden ausführlich in der Promotionsarbeit von PENSEL /61/ dargestellt. Wie dort beschrieben, erfolgt die Eichung der Wärmebildkamera an einer doppelwandigen Hohlkugel aus Glas (Abb. 21), durch die Wasser einer definierten Temperatur gepumpt wird. Der Temperaturanstieg des Wassers führt zu Farbänderungen auf dem mit der Wärmebildkamera verbundenen Monitor. Die Reihe der Farben, die nacheinander erscheinen, wird vorher bestimmt. Jeder neu erscheinenden Farbe kann

somit eine definierte Temperatur zugeordnet werden. Die Emission der doppelwandigen wasserdurchspülten Hohlkugel ist die eines schwarzen Strahlers, d.h. die Strahlung des Körpers entspricht seiner wahren Temperatur.

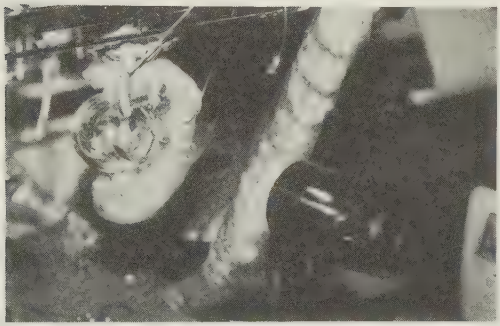

Abb. 21 Doppelwandige Hohlkugel zur Eichung der Thermokamera

Das Blasengewebe erfüllt dieses Kriterium nicht, da sein Absorptionsvermögen kleiner als 1 ist und abhängig von der Wellenlänge. Das Blasengewebe muß also als ein Selektivstrahler betrachtet werden, der teilweise weniger emittiert als ein schwarzer Strahler gleicher Temperatur. PENSEL /61/ gibt für die Differenz zwischen einem schwarzen Strahler und dem Blasengewebe einen Korrekturfaktor von etwa 7 % an. Die wahre Temperatur des Blasengewebes liegt also dementsprechend höher, als mit der Wärmebildkamera gemessen wird.

5.4 MANOMETRIE

Eine Manipulation mit Hochfrequenzstrom an einem Hohlorgan wie der Harnblase ist grundsätzlich mit dem Risiko einer freien oder gedeckten Perforation verbunden. Um diese Gefahr für das Verfahren der automatisch geregelten Hochfrequenzkoagulation zu beurteilen, vergleichen wir die maximale Druck- und Volumenbelastbarkeit von nicht koagulierten und koagulierten isolierten Schweineharnblasen. Die Messungen werden dabei an jeweils zwanzig Harnblasen durchgeführt. Die Harnblasen stammen von durchschnittlich 12 kg schweren Jungschweinen. Die Wandstärke beträgt durchschnittlich 3 mm. Es wird dabei ein ca. 1,5 cm² großer Wandbereich transmural koaguliert (Abb. 22).

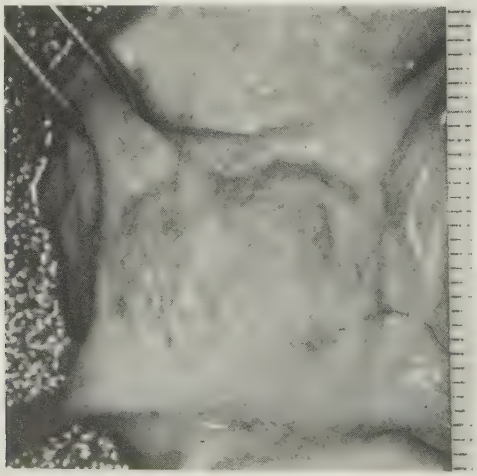

Abb. 22 Transmural nekrotisierter Wandbereich an der isolierten Schweineharnblase

In die Harnblase wird durch die urethrale Öffnung ein doppelläufiger Katheter eingelegt (Abb. 23). Durch eine Tabaksbeutelnaht um den Katheter und durch Abklemmen beider Ureteren wird die Blase wasserdicht verschlossen. Über den einen Zugang des Katheters wird die Harnblase mit einem konstanten "Flow" gefüllt. Dazu verwenden wir eine isotone Kochsalzlösung. Der andere Weg des zweiläufigen Katheters erlaubt die gleichzeitige Messung des hydrostatischen Druckes mittels eines Druckabnehmers der Firma Bentley Trantec.

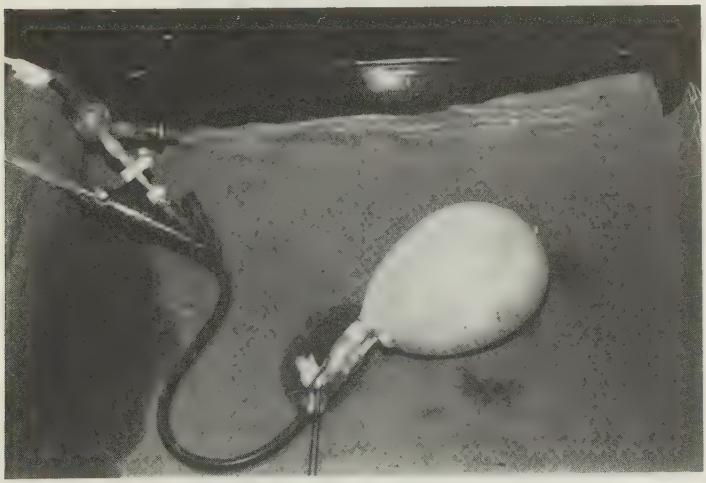

Abb. 23 In die Schweineharnblase eingelegter doppelläufiger Katheter:
a) Volumenzufuhr
b) Druckabnehmer

Die Volumenzufuhr und die Druckänderungen werden mittels eines Meßwertschreibers bis zum Einriß der Harnblasenwand aufgezeichnet. Es ist dabei darauf zu achten, daß die Spitze des Katheters nicht der Harnblasenwand anliegt. Der nekrotisierte Wandbereich befindet sich bei den liegenden Harnblasen seitlich oben. Er darf nicht der Unterlage aufliegen. Abb. 24 zeigt den experimentellen Gesamtaufbau.

Abb. 24 Gesamtaufbau des Experiments zur Messung der hydrostatischen Belastbarkeit von isolierten Schweineharnblasen

Werden beide Vergleichsgruppen, d.h. Schweineharnblasen mit transmuralen und ohne transmurale Wandnekrosen, genau denselben Meßverfahren unterzogen, so können systematische Fehler vernachlässigt werden. Eine relative Aussage über die Druckbelastbarkeit der koagulierten Wandbereiche wird möglich.

6. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

6.1 DIE ELEKTRODENGEOMETRIE

Am Institut für Hochfrequenztechnik der HSBw München wurden von ROTHENBERGER, FASTENMEIER und PENSEL zwei unterschiedliche Elektrodenformen untersucht:

die koaxiale Anordnung der Elektroden und
die Anordnung der Elektroden in Bügelform.

Die koaxiale Anordnung wird verworfen. Als entscheidende Nachteile erweisen sich:

a) die mit wachsender Gewebetiefe rasch abnehmende Stromdichte, so daß nur eine geringe maximale Nekrosetiefe von etwa 2 mm erreichbar war,

b) die Tendenz der Elektroden, aufgrund lokaler Oberhitzung an den Auflageflächen in das Gewebe einzuschneiden.

Auch kann bei der koaxialen Anordnung der Elektroden die Oberfläche des Gewebes während des Koagulationsvorgangs nicht beobachtet werden.
Bei Anordnung der Elektroden in Bügelform wird die räumliche Ausdehnung der Nekrose maßgeblich durch deren Abmessungen mitbestimmt. Entscheidend ist insbesondere der Abstand der beiden Elektroden sowie ihr Durchmesser. Das Verhältnis dieser beiden Parameter läßt sich optimieren.

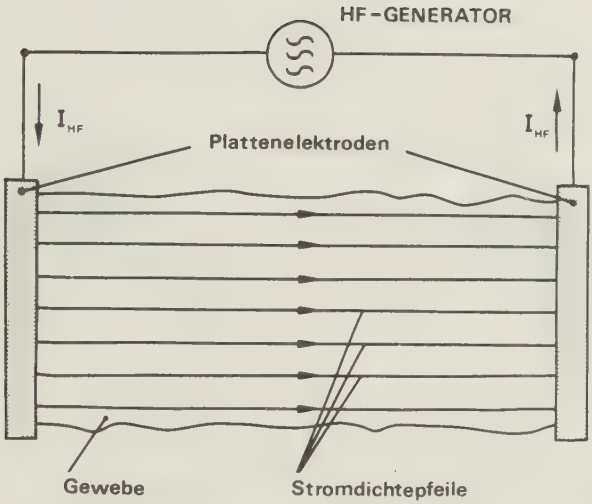

Abb. 25 Stromdichteverteilung bei einem zwischen zwei Elektrodenplatten gefaßten Gewebe (schematischer Querschnitt)

Abb. 25 zeigt im Schema ein zwischen zwei Elektrodenplatten genommenes Gewebevolumen. Die Stromdichtepfeile liegen parallel und haben einen konstanten Abstand voneinander. Setzt man ein homogenes Gewebe mit einem über das gesamte Volumen gleichen spezifischen Widerstand voraus, so ist die Stromdichte in jedem Punkt des zwischen die Elektroden gefaßten Gewebes gleich. Diese homogene Stromdichteverteilung läßt eine homogene Koagulationsnekrose erwarten.

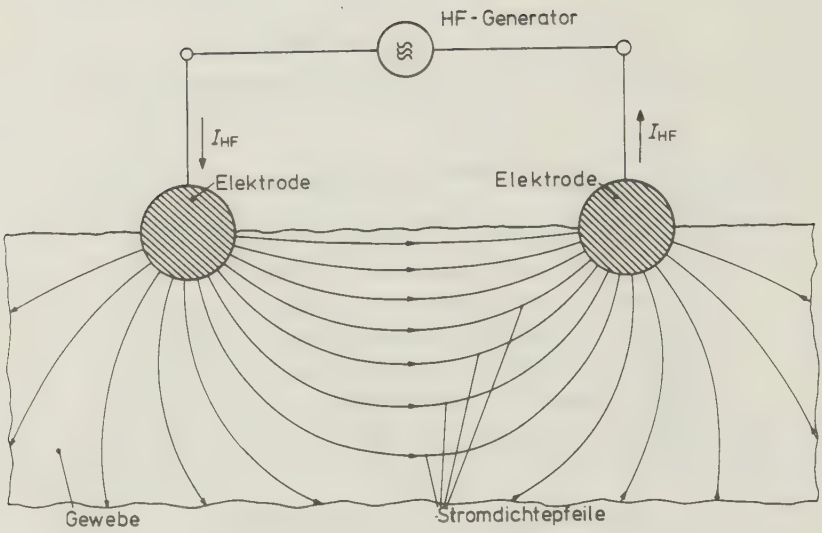

Abb. 26 Stromdichteverteilung im Gewebe bei aufgesetzten bipolaren Bügelelektroden (schematischer Querschnitt)

Es gilt nun, diese optimalen Verhältnisse bei den aufgesetzten Elektrodenbügeln nachzuahmen. Die Stromdichte soll möglichst gleichmäßig verteilt sein. Abb. 26 zeigt die zylinder-symmetrische Stromdichteverteilung bei aufgesetzten Elektrodenbügeln. Es gibt zwei problematische Bereiche in dem vom Hochfrequenzstrom durchflossenen Gewebebezirk. In der Tiefe zwischen den beiden Elektroden ist die Stromdichte relativ am geringsten. Die Wärmeabgabe aber ist dem Quadrat der Stromdichte direkt proportional. Für das Entstehen einer thermischen Nekrose muß also auch in der Tie-

fe des Gewebes eine möglichst hohe Stromdichte vorhanden sein. Die andere Schwachstelle bei dieser Anordnung liegt in unmittelbarer Nähe der Elektrodenauflagefläche. Es kommt hier zu einer Konzentrierung des Stromflusses. Stromdichtespitzen können zum Aufreißen des Gewebeverbandes durch platzende Zellen bei Überhitzung führen. Solche Stromdichtespitzen entstehen auch bei unregelmäßig geformten Bügelelektroden. An Kanten der Elektroden kommt es zu einer Konzentrierung des Stroms und damit zu einer lokalen Überhitzung.

Damit in der Tiefe des zu koagulierenden Gewebevolumens zwischen den beiden aufgesetzten Elektrodenbügeln eine ausreichend hohe Stromdichte entsteht, muß bei gegebener Stromstärke der Abstand der beiden Bügel optimiert werden. Die gewählte Distanz ist das entscheidende Kriterium der Tiefenwirkung.
Je größer die Entfernung der Elektroden voneinander ist, desto geringer wird die Stromdichte oberflächlich in der Mitte zwischen beiden Bügeln. Die Stromdichte nimmt jedoch, verglichen mit enger stehenden Bügelelektroden, in der Tiefe des Gewebes weniger stark ab (Abb. 26a). Vor allem aber gilt es zu beachten, daß die Gesamt-Impedanz des zu koagulierenden Gewebestücks mit zunehmendem Abstand direkt proportional zunimmt und somit die Stromdichte bei gleichem Gesamtstrom direkt proportional abnimmt. Einer Stromstärkeerhöhung sind jedoch Grenzen gesetzt durch die Gefahr des

Einschneidens der Bügel an ihren Auflageflächen. Im Extremfall reicht die Stromdichte nicht einmal mehr für eine Nekrosebildung zwischen beiden Elektroden (Abb. 27).

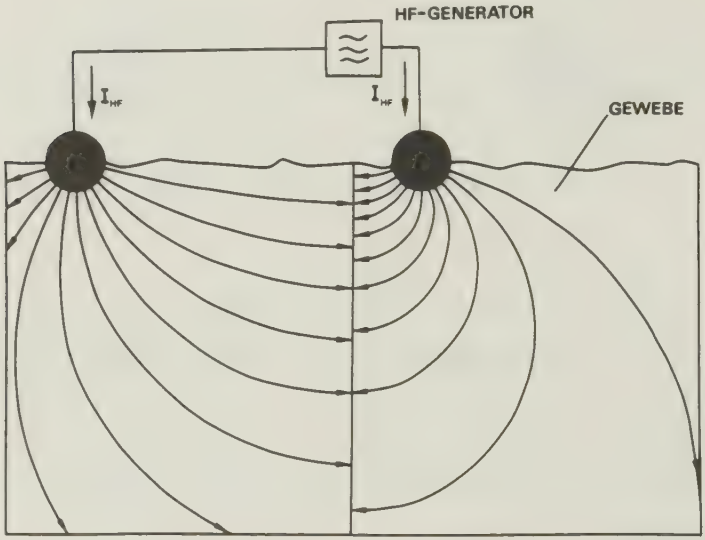

Abb. 26a Schematischer Vergleich der Stromdichteverteilung zweier Elektroden mit unterschiedlich großem Bügelabstand

Bei zu geringem Abstand nimmt die Stromdichte mit zunehmender Tiefe sehr rasch ab. Die Stromdichtepfeile sind weit auseinandergedrängt. Dagegen sind in den oberflächlichen Bezirken zwischen den beiden Bügeln die Stromdichtepfeile besonders stark konzentriert. Auch bewirkt, bei zu geringem Abstand, die elektrostatische Anziehung der Ladungen an den einander zugewandten Seiten der Elektroden eine zu-

sätzliche Steigerung der oberflächlichen Stromdichte zwischen beiden Bügeln. Es kommt zu einem oberflächlichen Kurzschluß und zu lokalen Überhitzungen. Das Gewebe platzt nicht nur an der Auflagefläche der Elektroden, sondern auch oberflächlich zwischen ihnen auf.

Die Konzentrierung des Stromflusses am Übergang der Elektroden zum Gewebe wird gemindert, indem der Durchmesser der Bügel vergrößert wird. Die Eintritts- bzw. Austrittsfläche des Stroms wird somit vergrößert. An Kanten und Ecken der Bügel konzentriert sich die Stromdichte. Sie sind daher bei der Herstellung der Elektroden möglichst zu vermeiden.

Unter Beachtung der genannten Kriterien ließen sich für einen Resektionsschaft der Größe Charr. 24 die Abmessungen der Elektrodenbügel eingrenzen.
Ein Bügelabstand von weniger als 3 mm führt zu einem raschen Abnehmen der Stromstärke in tieferen Gewebeschichten und so zu einer ungenügenden vertikalen Ausbreitung der Nekrose.
Werden die Bügel mehr als 6 mm auseinandergesetzt, so kommt es zu einer mangelhaften, nur oberflächlichen Nekrosebildung zwischen beiden Bügeln. Sie kann bei geringen Stromstärken auch völlig ausbleiben. Die Gesamtimpedanz ist bei einem Elektrodenabstand von mehr als 6 mm so groß, daß in der Mitte zwischen beiden Bügeln eine zur Koagulation ausreichende Stromdichte nicht erreicht werden kann.

Bei einem Bügeldurchmesser von weniger als 0,5 mm ist die Stromdichte am Übergang zwischen Gewebe und Elektrode bereits bei kleinen Stromstärken so hoch, daß es zum Einschneiden in das Gewebe kommt. Bei Drahtstärken über 0,7 mm ist die Stromdichte bereits so weit abgesunken, daß sie entlang der Gewebeoberfläche etwa so groß ist wie im Elektrodenbereich /79/. In dem von uns verwendeten Stromstärkebereich kann die Stromdichteverteilung bei Bügelelektroden mit einem Durchmesser von mehr als 1 mm nicht mehr wesentlich verbessert werden.
Alle zu den Abmessungen getroffenen Aussagen beziehen sich auf den Stromstärkebereich zwischen 100 mA und 200 mA.

Aufgrund dieser Überlegungen und Untersuchungen wurden von der Firma Karl Storz, Tuttlingen, bipolare Bügelelektroden mit einem Elektrodendurchmesser von 0,75 mm und einem Bügelabstand von 5 mm gefertigt. Die parallel stehenden Bügel sind 3 mm lang. Diese Abmessungen erweisen sich in einer Reihe von systematischen Versuchen als besonders günstig. Die Koagulationen werden an der isolierten Schweineleber durchgeführt.

Die Nekrosetiefe als Funktion des Abstandes

Bei der von der Firma Karl Storz gebauten Sonde wird der Abstand zwischen beiden Bügeln von 1 mm bis 6 mm variiert. Der Stromstärkebereich reicht bei unseren Messungen von 100 mA bis 200 mA. Unter 100 mA kommt es auch bei sehr lan-

gen Koagulationszeiten im Minutenbereich zu keinen nennenswerten Gewebereaktionen. Oberhalb von 200 mA unterbricht die Schutzschaltung den Koagulationsvorgang innerhalb weniger Sekunden. Die Koagulationszeiten wählen wir zwischen 5 Sekunden und 30 Sekunden. Bei höheren Stromstärken innerhalb unseres Arbeitsbereiches kommt es mit Elektrodenabständen von weniger als 2 mm oft zum vorzeitigen Abbruch der Koagulation durch die Schutzschaltung des Hochfrequenzreglers. Die Gesamtimpedanz des mit reduziertem Abstand verkleinerten Gewebevolumens ist zu gering für Stromstärken oberhalb von 150 mA.

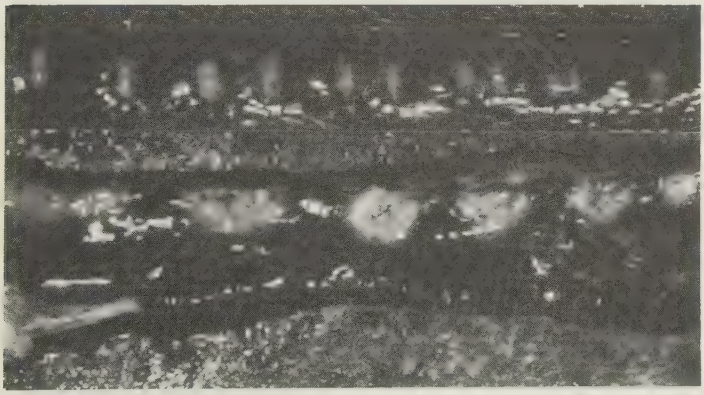

Abb. 27 Maximal erreichbare Nekrosetiefen bei verschiedenen Elektrodenabständen - der Abstand wurde in mm-Schritten von 1 mm bis 6 mm variiert (Schweineleber in vitro)

Die für jeden Elektrodenabstand maximal erreichbaren Nekrosetiefen werden verglichen und graphisch dargestellt (Abb.28).

In Abb. 27 erkennt man, daß mit Zunahme des Elektrodenabstands bis zu 4 mm die maximale Tiefenausdehnung der Nekrose zunimmt. Eine Erweiterung des Abstands auf 5 mm führt zu keinem weiteren Anwachsen der Nekrosetiefe. Horizontal nimmt die Nekrose jedoch noch deutlich zu. Das Gesamtvolumen an koaguliertem Gewebe nimmt somit zu. Bei einem Bügelabstand von 6 mm erkennt man die schwach ausgebildete Nekrosebrücke zwischen beiden Elektroden. Auch die Tiefenausdehnung der Nekrose nimmt insgesamt deutlich ab. Bei einem Elektrodenabstand von 7 mm unterbleibt die Ausbildung einer Nekrosebrücke vollständig. Die Nekrosekegel unter den Elektrodenauflageflächen reichen maximal nur 2 mm in die Tiefe.

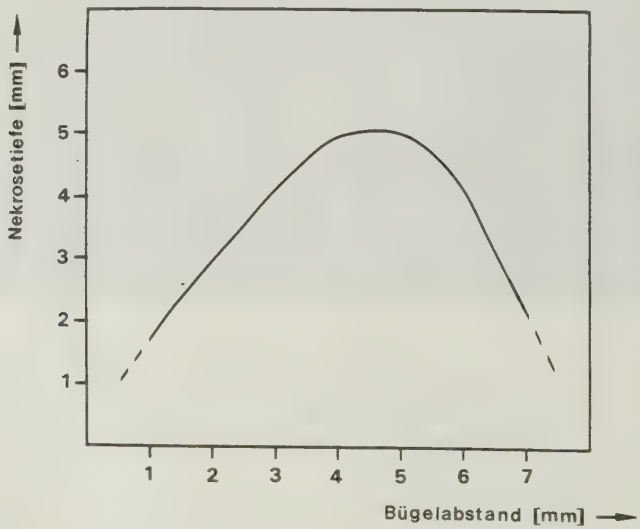

Abb. 28 Die maximal erreichbare Nekrosetiefe als Funktion des Elektrodenabstands (Schweineleber in vitro)

Vergleich zweier Bügelelektroden mit verschiedenen Abmessungen

Es werden die von der Firma Karl Storz gefertigten Elektroden mit Elektroden aus dem Institut für Hochfrequenztechnik der HSBw München verglichen. Letztere sind 5 mm lang, haben einen Durchmesser von 1 mm und einen Bügelabstand von 3,5 mm. Mit den Storz-Elektroden können im Durchschnitt einen Millimeter tiefere Nekrosen bei gleichen Leistungsparametern erzielt werden. Dies wird besonders deutlich bei geringeren Stromstärken.

Abb. 29 Ausbreitung der Nekrose bei Koagulation mit den von der Firma Karl Storz, Tuttlingen (links), und den am Institut für Hochfrequenztechnik der HSBw München (rechts) gefertigten Elektrodenbügeln bei gleicher Stromstärke und Koagulationszeit (Schweineleber in vitro)

Die im Institut für Hochfrequenztechnik der HSBw München gefertigten Bügel erweisen sich hinsichtlich der Gefahr von Gewebeeinrissen an der Elektrodenauflagefläche als vorteilhaft. Der größere Bügeldurchmesser von 1 mm verhindert das Einschneiden der Bügel in das koagulierte Gewebe auch noch bei einer Stromstärke von 250 mA. Bei den Prototypen der Elektroden mit einem um 0,25 mm geringeren Durchmesser muß man bereits bei Stromstärken oberhalb von 190 mA mit einem solchen Einschneiden rechnen. Die Stromstärkewerte beziehen sich dabei auf eine Koagulationsdauer von höchstens 20 Sekunden. Entsprechend niedrigere Stromstärkegrenzen ergeben sich für längere Koagulationszeiten.

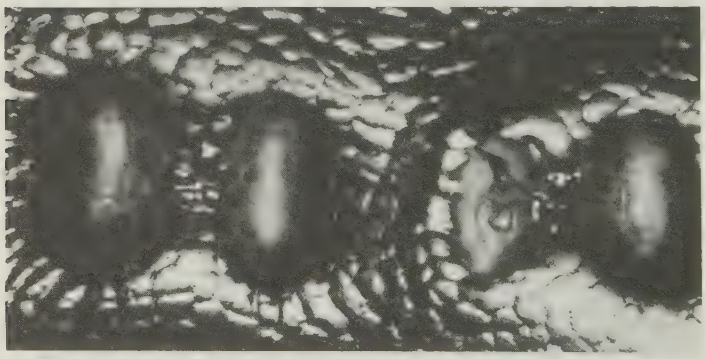

Abb. 30 Leberoberfläche nach Koagulation mit kantenfreien (links) und kantigen Elektrodenbügeln (rechts) - Gleiche Leistungsparameter : 210 mA, 20 sec (Schweineleber in vitro)

Die Elektroden mit dem größeren Durchmesser erlauben es, höhere Stromstärken über eine längere Zeit in das Gewebe einzuprägen, ohne daß es an den Auflageflächen der Bügel zu einem Aufplatzen der Gewebeoberfläche kommt. So kann auch mit Bügeln dieser Abmessungen letztlich eine maximale Nekrosetiefe von 5 mm an der isolierten Schweineleber erreicht werden, wenn auch mit höheren Stromstärken und längeren Koagulationszeiten.
Das erste Modell der Firma Storz wies allerdings noch deutliche Kanten an den Bügeln auf. Die Gewebeläsionen müssen zum nicht unerheblichen Teil den Stromdichtespitzen an diesen Ecken und Kanten zugeschrieben werden. Daraufhin wurden von der Firma Storz Elektroden mit gleichen Abmessungen gebaut, jedoch frei von sichtbaren Kanten und Ecken. Der systematische Vergleich mit den kantigen Elektrodenbügeln bestätigt diese Vorstellung. Das Einschneiden in das koagulierte Gewebe läßt sich mit den schmaleren Elektrodenbügeln der Firma Storz vermeiden. So kommt es bis zu Stromstärken von 230 mA zu keinen Läsionen (Abb. 30). Die Koagulationszeit beträgt dabei maximal 20 Sekunden.

Folgende Kriterien sind also bei der Wahl der Abmessungen einer bipolaren Bügelelektrode zu berücksichtigen:

1. Die Elektrodenmaße sind durch die Größe des Resektionsschaftes begrenzt.
2. Der Abstand der Bügel soll ausreichend groß sein, da so die Konzentration der Stromdichtepfeile mit zuneh-

mender Tiefe relativ größer wird.

3. Der Durchmesser der Elektroden soll ausreichend groß sein, damit ein Einschneiden an den Auflageflächen vermieden wird.

4. Die Elektrodenbügel sollen gleichmäßig und frei von Kanten und Ecken sein.

5. Die Bügel sollen eine ausreichende Länge besitzen. Je kürzer sie sind, desto mehr geht die zylindersymmetrische Stromdichteverteilung in eine für die Tiefenwirkung ungünstigere kugelsymmetrische Stromdichteverteilung über. Bei der kugelsymmetrischen Stromdichteverteilung nimmt die Stromdichte proportional zum Quadrat des Radius ab, bei der zylindersymmetrischen dagegen nur einfach proportional.

6. Die Sicht auf die Koagulationsstelle durch den Zystoskopeinsatz soll durch die Bügel nicht verdeckt werden.

Die von der Firma Karl Storz, Tuttlingen, gebauten Elektroden erweisen sich hinsichtlich dieser Kriterien als besonders vorteilhaft. Es gelingt mit diesen Bügeln, eine maximal mögliche Nekrosetiefe von 5 mm an der isolierten Schweineleber bei ausreichender horizontaler Ausdehnung zu erreichen. Im Vergleich mit Elektrodenbügeln anderer Abmessungen wird dazu eine relativ geringere Stromstärke benötigt. Der Quotient aus dem Abstand der Elektrodenbügel und ihrem Durchmesser beträgt bei den von der Firma Storz

gefertigten Bügelelektroden 6,6.

6.2 DIE NEKROSETIEFE IN ABHÄNGIGKEIT VON DER STROMSTÄRKE UND DER KOAGULATIONSZEIT

Für eine therapeutische Anwendung des Verfahrens der automatisch geregelten bipolaren Hochfrequenzkoagulation erscheint die Frage der räumlichen Ausdehnung der Nekrose in Abhängigkeit von den elektrischen Leistungsparametern Stromstärke und Dauer der Koagulation von zentraler Bedeutung. Insbesondere die Steuerbarkeit der effektiven Tiefenwirksamkeit des Hochfrequenzstroms soll in standardisierten Experimenten an der isolierten Schweineleber und am Tiermodell beurteilt werden. Ferner kann im Rahmen dieser Versuchsreihe die Übertragbarkeit der Aussagen aus den in vitro-Versuchen auf lebendes Gewebe geprüft werden.

Mit den in das Elektrotom eines Resektoskops eingesetzten bipolaren Bügelelektroden werden zur Ermittlung der optimalen Stromstärke/Zeit-Parameter Untersuchungen an der frisch entnommenen Schweineleber durchgeführt. Während des Koagulationsvorgangs wird mit einer Sorbitlösung, wie sie zur transurethralen Diagnose und Therapie verwendet wird, gekühlt. Die Spülflüssigkeit hat Raumtemperatur.

Bei verschiedenen konstant gehaltenen Koagulationszeiten

wird die Stromstärke variiert. Abb. 31 zeigt eine Reihe von Koagulationsnekrosen in Aufsicht wie auch im Querschnitt. So wird in diesem Fall die Stromstärke von 100 mA bis 180 mA in regelmäßigen Schritten gesteigert. Es wird dabei jeweils 20 Sekunden lang koaguliert. Erst bei 120 mA wird eine gelbe Koagulationsnekrose sichtbar. Die Tiefenausdehnung der Nekrosen nimmt nun kontinuierlich zu, läßt sich jedoch ab 150 mA nicht mehr steigern. Bei Stromstärken höher als 180 mA muß mit einem vorzeitigen Abbruch der Koagulation durch die Schutzschaltung gerechnet werden.

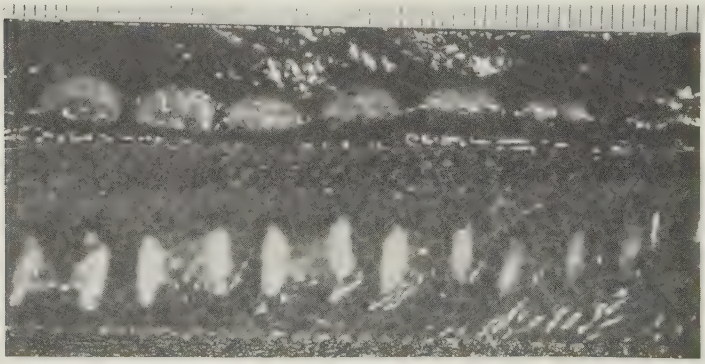

Abb. 31 Koagulationsnekrosen an der Schweineleber in Aufsicht und Querschnitt - Die Stromstärken betragen von links nach rechts: 100, 120, 135, 150, 165 und 180 mA. Koagulationszeit: jeweils 20 Sekunden

Beim Betrachten der Oberflächen der Nekrosen in Relation zu ihrem Querschnitt ergibt sich, daß man mit einer maxi-

malen Tiefe rechnen kann, sobald sich der Bereich zwischen den Auflageflächen der Bügel durch die Koagulation gelb färbt. Die Ausbreitung der Nekrose im Leberparenchym ist also durch die oberflächlichen Veränderungen während der Koagulation zu einem gewissen Grad beurteilbar.

Die Auswertung zahlreicher derartiger Koagulationsreihen führt zu einer Kurvenschar, wie sie Abb. 32 zeigt. Dabei ist die Nekrosetiefe als Funktion der eingeprägten Stromstärke dargestellt mit der Koagulationszeit als Kurvenparameter. Zwischen 5 Sekunden und 60 Sekunden wird koaguliert. Alle Kurven zeigen zunächst einen steilen linearen Anstieg und laufen dann in einem Plateau aus. Dies ist besonders ausgeprägt bei den Kurven mit kurzen Koagulationszeiten. Am Ende des Kurvenplateaus unterbricht die Schutzschaltung des Koagulationsreglers die Nekrosebildung. Der Schluß der Nekrosebrücke zwischen den Nekrosekegeln unter den Elektrodenauflageflächen kann bei Nekrosetiefen von weniger als 1,5 mm nicht festgestellt werden. Dieser Bereich ist in Abb. 32 durch Schraffierung besonders hervorgehoben. Die maximal mögliche Nekrosetiefe von 5 mm kann nur mit Stromstärken von 120 mA bis 190 mA erreicht werden. Bei einer weiteren Zunahme der Stromstärke verringert sich die Tiefenausdehnung, da der Koagulationsregler die Stromzufuhr vorzeitig abbricht. Eine Vaporisierung oder gar Karbonisierung des Gewebes mit Anhaften an den Elektroden wird dadurch verhindert.

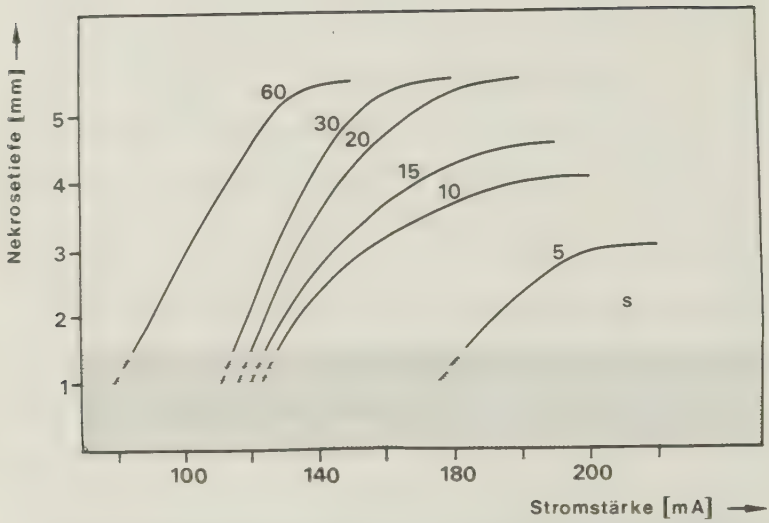

Abb. 32 Nekrosetiefe als Funktion der eingeprägten Stromstärke; Kurvenparameter ist die Koagulationszeit (Schweineleber in vitro)

Für die praktische Anwendung ist es günstig, in möglichst kurzer Zeit die gewünschte Nekrosetiefe zu erreichen. Die maximal mögliche Nekrosetiefe kann bei einer Koagulationsdauer von 20 Sekunden und einer Stromstärke von 180 mA erreicht werden. Für die Tiefenkoagulation kann diese Einstellung des Generators als optimal angesehen werden. Dieses Wertepaar liegt in dem breiten Plateaubereich der Kurve mit dem Parameter 20 Sekunden. Dieser Umstand ist deshalb vorteilhaft, weil größere Änderungen der Stromstärke im flachen Teil der Kurve nur geringe Unterschiede der Nekrosetiefe bewirken. Die Nekrosetiefe ändert sich kaum,

wenn mit Stromstärken zwischen 150 mA und 190 mA koaguliert wird - ein Umstand, der besonders hinsichtlich der Reproduzierbarkeit der Nekrosebildung bedeutsam ist. Mit kurzen Koagulationszeiten unter 15 Sekunden läßt sich die Tiefenausdehnung der Nekrose definitiv begrenzen. So kann unabhängig von der Stromstärke mit einer Einwirkungszeit von 5 Sekunden maximal eine Läsionstiefe von 3 mm erzielt werden.

Des weiteren werden Reihen von Koagulationsnekrosen erstellt, bei welchen für verschiedene Stromstärken die Koagulationszeit variiert wird (Abb. 33).

Abb. 33 Koagulationsnekrosen an der Schweineleber im Querschnitt - Die Koagulationszeiten betragen von rechts nach links : 5, 10, 15, 20, 30 und 60 Sekunden - Stromstärke: jeweils 150 mA

Das Ergebnis zahlreicher solcher Koagulationsreihen ist in Abb. 34 graphisch festgehalten. Hier ist die Nekrosetiefe als Funktion der Zeit aufgetragen. Die konstanten Stromstärken markieren die einzelnen Kurven. Alle Kurven steigen bis zu einer Tiefe von maximal 5 mm an, d.h. die maxi-

male Nekrosetiefe ist unabhängig von der Koagulationszeit erreichbar. Welche Zeit letztlich dazu nötig ist, hängt von der Stromstärke ab. Wird sie reduziert, so verlängert dies die nötige Koagulationszeit bis auf das Dreifache.

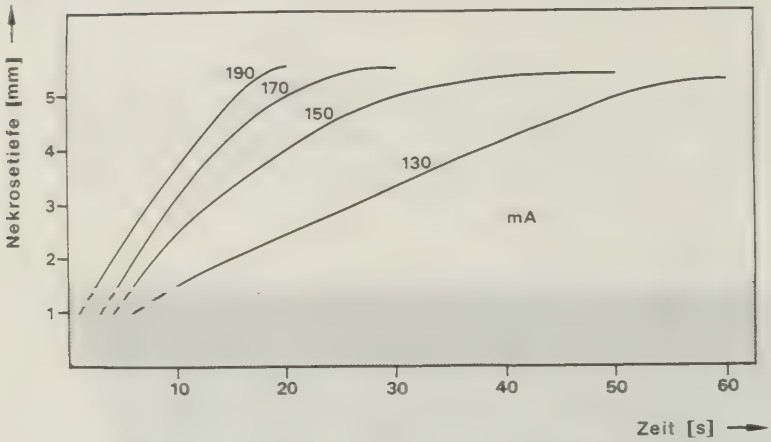

Abb. 34 Nekrosetiefe als Funktion der Koagulationszeit - Kurvenparameter ist die Stromstärke (Schweineleber in vitro)

Wie an der isolierten Schweineleber werden in vivo an der Kaninchenleber Einzelnekrosen mit verschiedenen Stromstärke/Zeit-Parametern gesetzt. 48 Stunden nach der Operation werden die Tiere getötet und die gewonnenen in Formalin fixierten Nekrosen makroskopisch und mikroskopisch untersucht.

Abb. 35 zeigt die Zunahme der Nekrosetiefe mit der Koagu-

lationszeit bei konstanter Stromstärke. Gut erkennbar ist das deutliche Anwachsen der Nekrosetiefe. Mit der Koagulationszeit läßt sich gut die gewünschte Nekrosetiefe steuern.

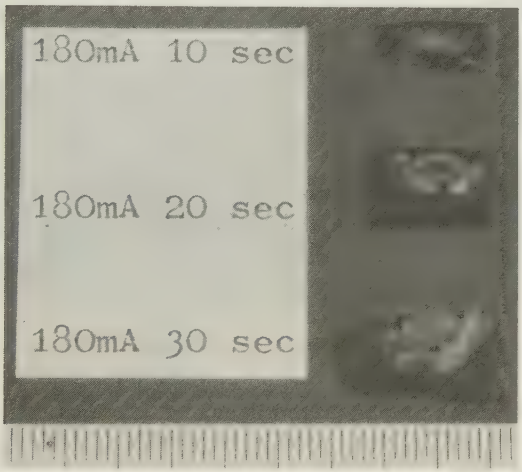

Abb. 35 Koagulationsnekrosen im Querschnitt bei gleicher Stromstärke und verschiedenen Koagulationszeiten (Kaninchenleber in vivo)

Umgekehrt ist in Abb. 36 bei vorgegebener Koagulationszeit die Abhängigkeit der Nekrosetiefe von der eingeprägten Stromstärke erkennbar. Zunächst wächst, wie schon an der isolierten Schweineleber erkennbar ist, die Nekrosetiefe rasch mit steigender Stromstärke an. Dann aber läßt sich die Nekrosetiefe auch mit höheren Stromstärken nicht mehr wesentlich steigern.

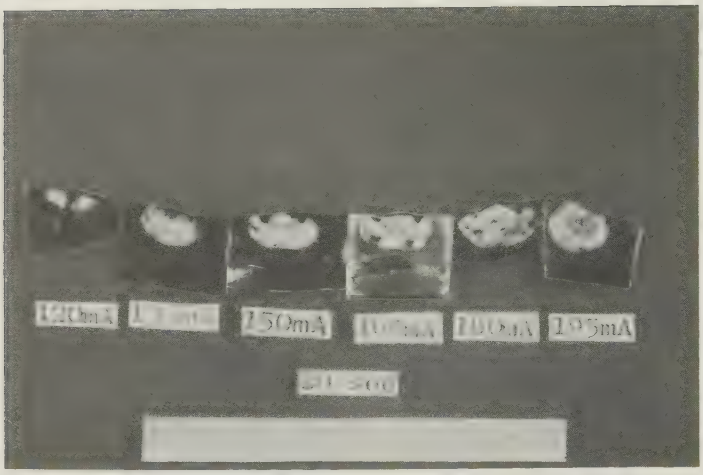

Abb. 36 Koagulationsnekrosen im Querschnitt bei gleicher Koagulationszeit und verschiedenen Stromstärken (Kaninchenleber in vivo)

Die so gewonnenen Ergebnisse werden ebenfalls graphisch dargestellt. Die Kurvenscharen in Abb. 37 sind den in vitro erstellten qualitativ vergleichbar.

Die maximal erreichbare Nekrosetiefe läßt sich jedoch in vivo deutlich steigern. Hochfrequenzstrom läßt sich in lebendes Gewebe besser einprägen und zeigt im gut durchbluteten und elektrolytdurchspülten Parenchym eine verstärkte Tiefenwirksamkeit. So können Nekrosetiefen bis zu 7 mm erreicht werden.

Auch erweisen sich die Leberzellen in vivo als weniger empfindlich gegen eine lokale Überhitzung. Die Folgen einer

Vaporisierung bei Überdosierung der Stromstärke sind deutlich geringer und auf die oberflächlichen Schichten beschränkt. Die Schutzautomatik des Reglers beendet erst bei höheren Stromstärken den Koagulationsvorgang. Besonders deutlich wird dies bei Koagulationszeiten unterhalb von 10 Sekunden. Aus der graphischen Darstellung (Abb. 37) geht auch hervor, daß die Nekrosetiefe bei kurzer Koagulationsdauer (5, 10 und 15 Sekunden) definitiv begrenzt bleibt, unabhängig von der Zunahme der Stromstärke.

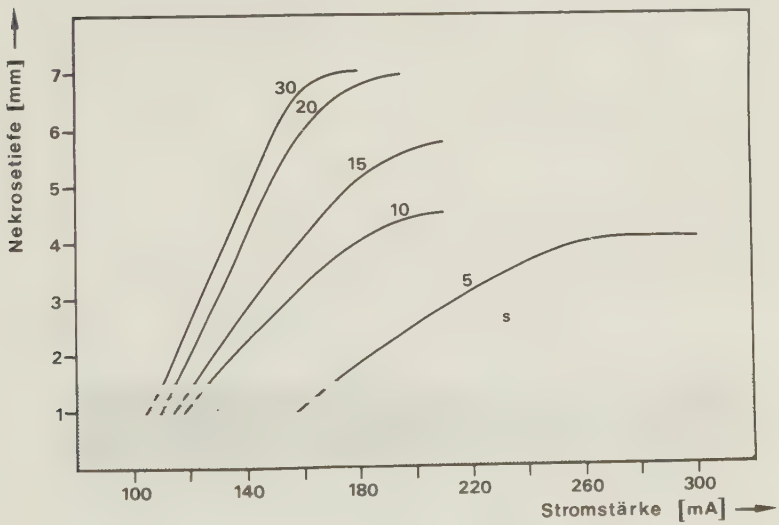

Abb. 37 Nekrosetiefe als Funktion der eingeprägten Stromstärke - Kurvenparameter ist die Koagulationszeit (Kaninchenleber in vivo)

Durch zwei weitere graphische Darstellungen werden die Steuerungsmöglichkeiten des Verfahrens der automatisch geregelten bipolaren Tiefenkoagulation verdeutlicht.

Für verschiedene Stromstärken wird die Nekrosetiefe vermessen, wobei keine limitierende Zeitvorgabe, sondern die Abschaltautomatik des Hochfrequenzgerätes die Koagulation beendet. Das Resultat ist in Abb. 38 festgehalten. Die Abschaltzeitpunkte der Schutzautomatik sind durch die Meßpunkte gekennzeichnet. Man erkennt, daß über 200 mA Stromstärke die Nekrosetiefe linear zur Stromstärke absinkt.

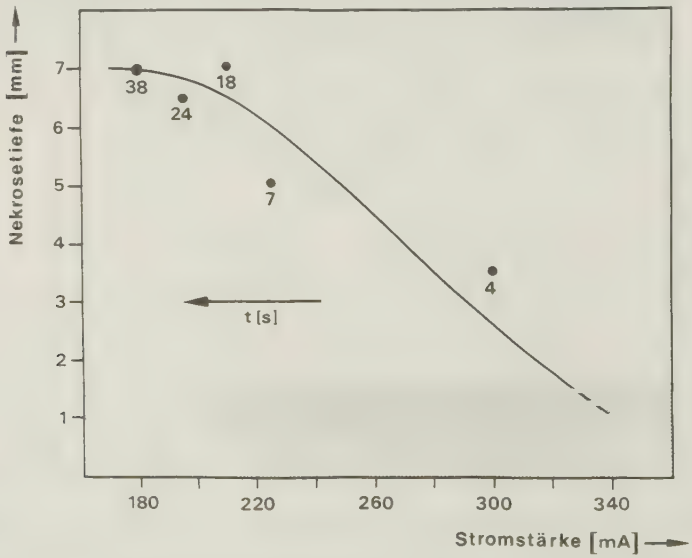

Abb. 38 Erreichbare Nekrosetiefe in Abhängigkeit von der Stromstärke - Die Abschaltzeitpunkte der Regelautomatik sind durch die Meßpunkte gekennzeichnet (Kaninchenleber in vivo)

Eine maximale Tiefenwirkung kann also nur mit Stromstärken unterhalb von 200 mA erzielt werden. Dabei wird durch die Regelschaltung in immer kürzerer Zeit die Stromzufuhr abgebrochen. Je größer die Stromstärke, desto früher beendet die Automatik die Koagulation und desto geringer ist die Tiefenwirkung - ein Aspekt, der vor allem bedeutsam ist hinsichtlich eines möglichen Einsatzes des geregelten bipolaren Hochfrequenzverfahrens zur Blutstillung.

In einem weiteren Diagramm (Abb. 39) ist die Nekrosetiefe als Funktion der Koagulationszeit aufgetragen. Es werden dabei die Nekrosen vermessen, bei denen die an den Meßpunkten stehenden Stromstärken gerade noch nicht zum vorzeitigen Abbruch der Koagulation durch den Regler führen. Es sind also den einzelnen Zeiten die jeweils maximal möglichen Nekrosetiefen zugeordnet. Erst ab 20 Sekunden Zeitvorgabe können wir eine Nekrosetiefe von 7 mm erreichen. Durch längere Koagulationszeiten ist sie nicht steigerbar. Stellt man Koagulationszeiten unter 15 Sekunden ein, so bleibt die Koagulation auf die aus der Kurve ablesbaren Gewebetiefen beschränkt. So kann zum Beispiel bei einer Zeitvorgabe von 5 Sekunden unabhängig von der eingestellten Stromstärke keine größere Nekrosetiefe als 4 mm erreicht werden.

Folgende Kriterien sind also bei der Einstellung des automatisch geregelten Hochfrequenzkoagulators zu beachten:

1. Die maximale Nekrosetiefe ist bei einer zeitlichen Min-

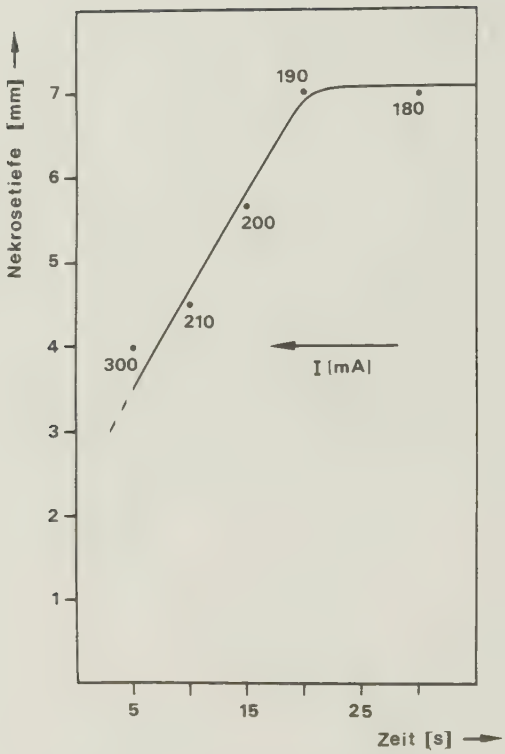

Abb. 39 Erreichte Nekrosetiefe in Abhängigkeit von der Koagulationszeit - Die Meßpunkte markieren die maximal mögliche Stromstärke für die jeweilige Koagulationszeit (Kaninchenleber in vivo)

destvorgabe von 20 Sekunden Koagulationsdauer in erster Linie eine Funktion der Stromstärke. Dabei wird die Stromstärke so lange gesteigert, bis die Abschaltautomatik den Koagulationsvorgang vorzeitig beendet. Am Parenchym der Kaninchenleber erweist sich so eine Strom-

stärke von 180 mA bei einer Koagulationszeit von 20 Sekunden als optimal.

2. Will man die Hochfrequenzwirkung in ihrer Eindringtiefe definitiv begrenzen, so geschieht dies am besten mit einer beschränkten Zeitvorgabe von weniger als 15 Sekunden.

6.3 VERLAUF DER HOCHFREQUENZSPANNUNG WÄHREND DER KOAGULATION

Während der Koagulation an der Kaninchenleber, der Schweineleber und der Schweineharnblase werden der Hochfrequenzstrom und die Hochfrequenzspannung mittels eines Meßwertschreibers aufgezeichnet. Es zeigen sich dabei verschiedene typische Spannungsverläufe. Eine repräsentative Auswahl solcher Verläufe wird in Abb. 41 gezeigt.

Die Stromstärke ist stets konstant. Allen Spannungsverläufen gemeinsam ist ein anfänglicher steiler Abfall. Bei zu hoch eingestellten Stromstärken führt der Impedanzanstieg bei beginnender Dampfblasenbildung im Gewebe zu einem Spannungsansteig. Dies ist das Kennzeichen für die Regelautomatik, sofort die Stromzufuhr und damit den Koagulationsvorgang zu beenden. Eine ausgedehnte Schädigung des Gewebeverbandes wird dadurch vermieden. Überdosierungen der Leistung an der leicht verletzbaren Kaninchen- und Schwei-

neleber führen daher nur zu geringfügigen Läsionen des Gewebes an den Elektrodenauflageflächen (Abb. 40). An der isolierten Schweineharnblase lassen sich makroskopisch keinerlei Läsionen durch vaporisierendes Zellwasser verifizieren. Die Schutzschaltung erweist sich hier als genügend empfindlich. Es ist zu erwarten, daß sie auch bei Koagulationen an Harnblasenwänden in vivo ausreichend schnell die Stromzufuhr abschaltet. Auch ergeben vergleichende Untersuchungen am lebenden und toten Lebergewebe, daß durchblutetes Leberparenchym höhere Stromstärken toleriert (Kap. 6.2). Eine Karbonisierung von Gewebe oder gar das Anhaften von Geweberesten an den Elektroden ist ausgeschlossen und ist nie beobachtet worden.

Abb. 40 Koagulationsnekrose in Aufsicht an der Kaninchenleber in vivo mit aufgeplatzter Elektrodenauflagefläche

Wird die Stromstärke sehr gering gewählt und eine lange Koagulationszeit eingestellt, so geht der Spannungsabfall in ein Plateau über, von dem aus drei verschiedene Möglichkeiten des weiteren Spannungsverlaufs beobachtet werden:

1. Die Spannung bleibt gleich, bis das Gerät durch die vorgewählte Zeiteinstellung abgeschaltet wird (Abb. 41e).
2. Ein steiler Wiederanstieg der Spannung aufgrund eines Impedanzanstiegs im Gewebe durch Überhitzung beendet die Koagulation vorzeitig (Abb. 41d).
3. Ein sehr flacher Wiederansteig der Spannung wird von der Regelautomatik nicht als solcher erkannt. Die Koagulation wird fortgesetzt bis zum Ablauf der vorgewählten Zeit oder bis ein genügend steiler Spannungsanstieg eine Unterbrechnung der Stromzufuhr auslöst (Abb. 41f).

Koagulationen mit geringen Stromstärken und langen Zeitvorgaben sind zwar auch geeignet, maximale Nekrosetiefen zu erzeugen, sie sind jedoch aufgrund der ausgeprägten Plateaubildung mit den nicht vorhersehbaren weiteren Spannungsverläufen nicht sicher reproduzierbar.
Bei Überdosierung der Stromstärke wird die Koagulation innerhalb weniger Sekunden beendet. Die Abschaltautomatik reagiert sofort auf einen steilen Anstieg der Impedanz nach Koagulation des Eiweißes (Abbb. 41a).
Für die Stromstärke/Zeit-Parameter, die sich als optimal hinsichtlich der Tiefenwirkung der Koagulation erweisen,

zeichnen wir Spannungskurven auf, wie sie in Abb. 41b und c dargestellt sind. Die vorgewählte Zeit unterbricht die Koagulation während des Spannungsabfalls am Übergang ins Plateau. Diese Verläufe erweisen sich als gut reproduzierbar und sicher hinsichtlich eines plötzlichen Abbruchs der Koagulation infolge einer Überhitzung im Nekrosebereich.

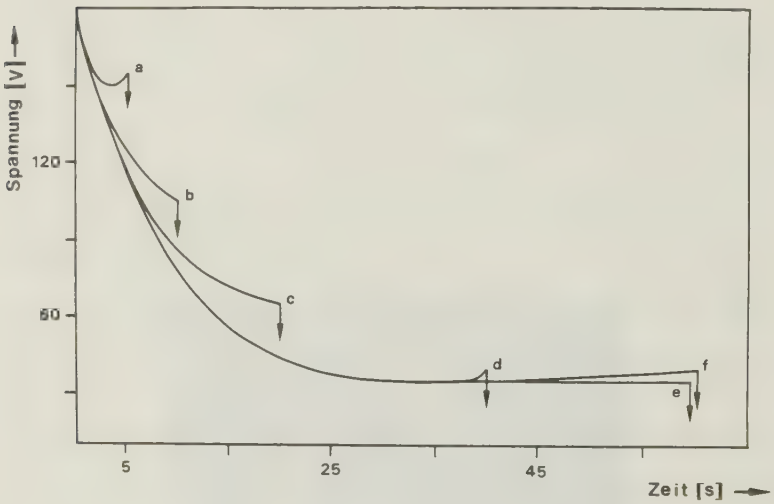

Abb. 41 Typische Spannungsverläufe während der Koagulation im Schema

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß große Stromstärken rasch zu einer oberflächlichen Überhitzung im zu koagulierenden Bereich zwischen den Elektroden führen. Der damit verbundene Spannungsanstieg löst die Schutzautomatik aus, noch ehe die Nekrose sich genügend tief ausgebreitet

hat. Lange Koagulationszeiten sind unpraktikabel und schlecht reproduzierbar. Es kann zu nicht abschätzbaren diffusen lokalen Oberhitzungen kommen. Im histologischen Schnitt ist die Zahl der Verdampfungslücken bei Präparaten mit langen Koagulationszeiten deutlich erhöht. Koagulationszeiten zwischen 10 und 25 Sekunden ergeben bei passenden Stromstärken die am besten reproduzierbaren Spannungsverläufe. Diese Tatsache spiegelt sich in einer besonders gut reproduzierbaren und steuerbaren Nekrosebildung wider.

6.4 DAS MAKROSKOPISCHE UND MIKROSKOPISCHE NEKROSEPROFIL

Zunächst sollen die makroskopisch sichtbaren Gewebeschäden beschrieben werden. Durch das Koagulieren mit dem von der Firma Karl Storz, Tuttlingen, gefertigten Elektrodenbügel entstanden an der Leberoberfläche deutlich sichtbare Koagulationsnekrosen (Abb. 42). Die Markierung der aufgesetzten Elektrodenbügel ist deutlich zu erkennen. Von den Auflageflächen der Bügelelektroden ausgehend, bildet sich ein maximal 2 mm breiter oberflächlicher Nekrosesaum. Die oberflächlich sichtbare Nekrosebrücke zwischen den Auflageflächen der Bügel kann die gesamte Fläche dazwischen ausfüllen oder aber auch ganz fehlen. Das Ausmaß des Nekrosesaums um die Bügelelektroden sowie der dazwischenliegenden Nekrosebrücke hängt von den eingestellten Leistungsparametern und der Spüldauer ab.

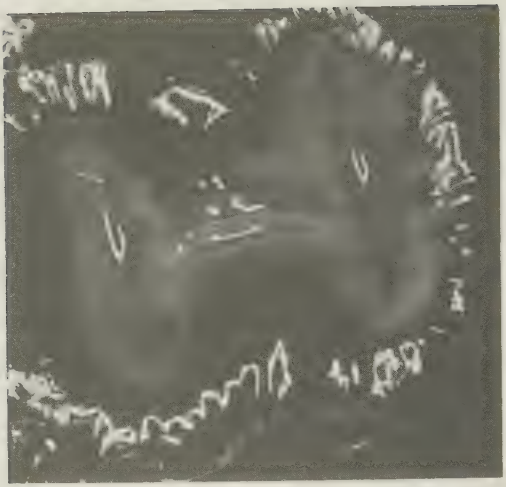

Abb. 42 Typische Koagulationsnekrose in vivo an der Kaninchenleber in Aufsicht

Die einzelnen Nekrosen zeigen im Querschnitt eine nahezu elliptische, im Längsschnitt eine mehr kugelförmige Ausdehnung (Abb. 43). Die Nekrosen sind in sich homogen und an ihrem Rand scharf begrenzt. Die strukturelle Einheit des Gewebeverbandes bleibt erhalten. Es sind keine Zeichen einer Vaporisierung oder gar Karbonisierung zu erkennen.

Wie wenig eventuelle vorhandene Leitfähigkeitsunterschiede die Stromverteilung und damit die Nekrosebildung beeinflussen, zeigen die folgenden Abbildungen. Die Ausbildung der typischen Nekroseform bleibt unbeeinflußt von umliegenden Gefäßen oder Gallenwegen, die eine wesentlich höhere spezifische Leitfähigkeit aufweisen als das Leberparen-

chym (Abb. 44). Selbst die Kapsel und der Spalt zwischen aufeinanderliegenden Leberlappen können die Nekrosebildung nicht stören (Abb. 45).

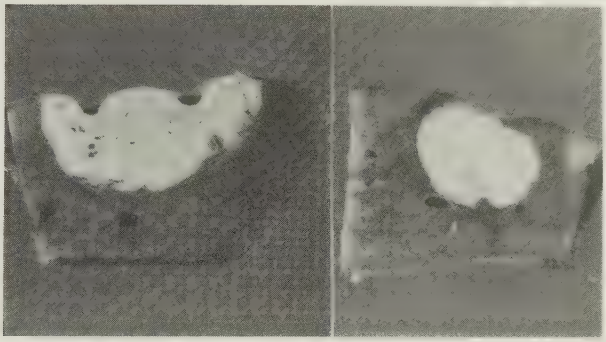

Abb. 43 Querschnitt (links) und Längsschnitt (rechts) durch eine Nekrose an der Kaninchenleber zwei Tage nach der bipolaren Hochfrequenzkoagulation (in Formalin fixiert)

Abb. 46 zeigt einen Leberlappen (Schwein), der in vitro so lange in Formalin fixiert wurde, bis ein etwa 1,5 mm breiter Randsaum nekrotisiert war. Auch hier bleibt bei der anschließenden bipolaren Hochfrequenzkoagulation die Nekroseausbreitung unbeeinflußt.

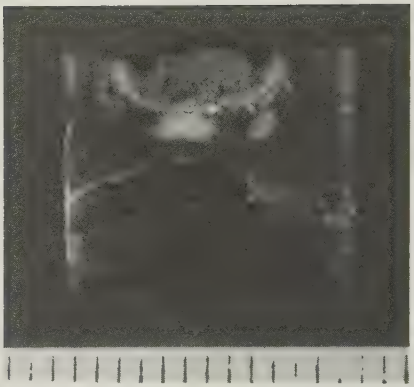

Abb. 44 Schnitt durch eine Lebernekrose (Kaninchen) und durch einen darunterliegenden Gallengang zwei Tage nach der bipolaren Hochfrequenzkoagulation

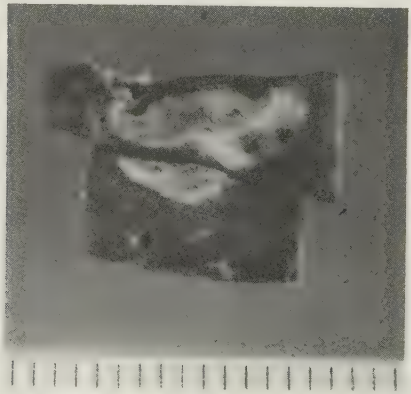

Abb. 45 Schnitt durch zwei aufeinanderligende Leberlappen (Kaninchen) zwei Tage nach der bipolaren Hochfrequenzkoagulation in vivo

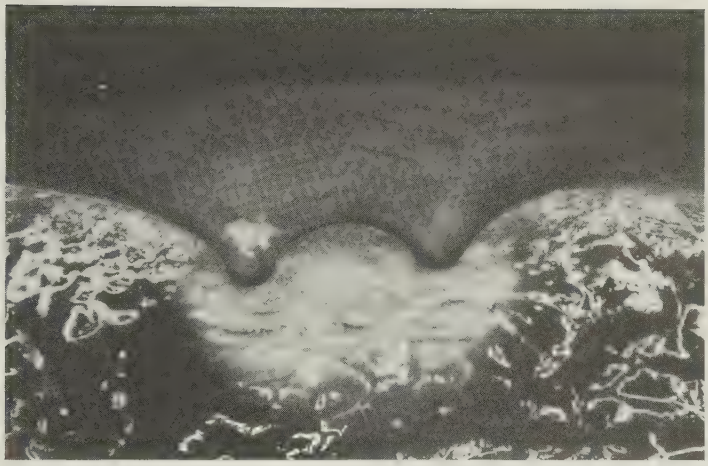

Abb. 46 Schnitt durch einen kurzzeitig in Formalin fixierten Leberlappen (Schwein) mit anschließender bipolarer Hochfrequenzkoagulation

Beim Aneinandersetzen von einzelnen Nekrosen ist darauf zu achten, daß die Koagulationsfelder deutlich überlappen. Dies geschieht am besten in der Weise, wie sie in Abb. 47 dargestellt ist. Die Elektrodenbügel sind dabei auf die markierten Auflageflächen der vorausgegangenen Koagulation aufgesetzt worden. So ist eine lückenlose Nekrosebildung möglich, wie das formalinfixierte Präparat zeigt (Abb. 48).

Um den Einfluß der Spülung auf die Nekrosebildung zu untersuchen, variieren wir das Ausmaß der Spülung bei gleicher Stromstärke und Zeiteinstellung. Abb. 49 zeigt Lebernekrosen in Aufsicht und im Querschnitt. Bei einer Generator-

Abb. 47 Oberflächliche Ansicht von aneinandergesetzten Koagulationsstellen (Kaninchenleber in vivo)

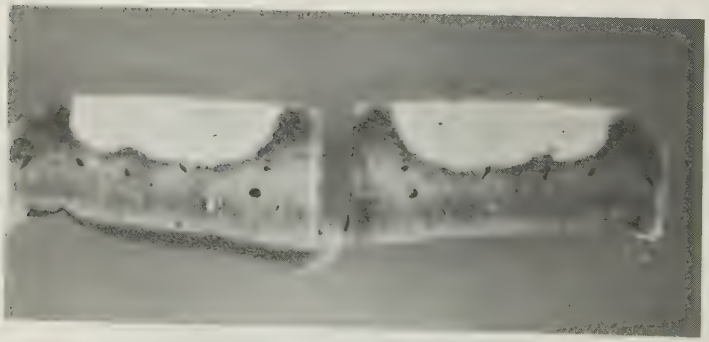

Abb. 48 Schnitt durch zwei aneinandergesetzte Koagulationsstellen (Kaninchenleber) sechs Tage nach der bipolaren Hochfrequenzkoagulation in vivo

einstellung von 165 mA und 30 Sekunden wird mit fehlender (o. S.) tropfenweiser (t. S.) und kontinuierlicher (k. S.) Spülung koaguliert. Die elektrolytfreie Spülflüssigkeit hat Raumtemperatur. In der Tiefenausdehnung unterscheiden sich die Nekrosen nicht. Durch die Oberflächenkühlung ist kein Einfluß auf die Nekrosetiefe zu gewinnen.

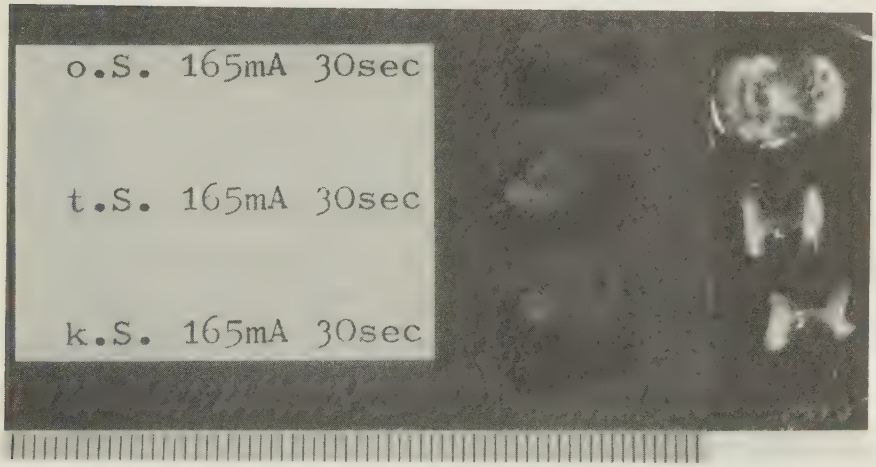

Abb. 49 Einfluß einer Oberflächenspülung auf Form und Ausdehnung der Nekrose bei gleichen Stromstärke/Zeit-Parametern

Der subkapsuläre Parenchymsaum zwischen den beiden Elektroden kann nur bei fehlender Spülung koaguliert werden. Er wird jedoch, wie die histologischen Untersuchungen nach mehrtägigen Heilungsphasen zeigen, bei Lebernekrosen,

die während der Koagulation ständig oberflächlich gespült werden, ebenfalls nekrotisch. Wird für eine Dauer von 5 bis 10 Sekunden, je nach eingestellten Leistungsparametern, die Spülung unterbrochen, so läßt sich auch eine sofortige Nekrotisierung dieses subkapsulären Parenchymsaums erreichen. Nur über die Variation der Spüldauer, und nicht über eine Veränderung der Spülstärke, ist eine solche Regulation möglich. Die oberflächlichen Veränderungen zwischen den Elektrodenbügeln können während der Koagulation durch den Zystoskopeinsatz beobachtet werden.

Histologie

Histologische Untersuchungen werden an der in vivo koagulierten Kaninchenleber nach zwei-, sechs und vierzehntägigen Heilungsphasen und an der isolierten Schweineharnblase vorgenommen. Nur durch ein mikroskopisches Vorgehen kann letztlich geklärt werden, ob eine vollständige Devitalisierung aller Zellen und Zellstrukturen im Koagulationsbereich erreicht wird und wie die Demarkierung zwischen lebendem Gewebe und Nekrose erfolgt. Durch einen Vergleich zwischen dem homogenen parenchymatösen Lebergewebe und der strukturell vielschichtigen Harnblasenwand sollen eventuelle Unterschiede bei der bipolaren Hochfrequenzkoagulation an verschiedenen Gewebearten beurteilt werden. Die Reorganisation des nekrotischen Materials verfolgen wir in den o.a. Zeitabschnitten.

Histologische Beschreibung der in vivo an der Kaninchenleber erzeugten Nekrose nach zweitägiger Heilungsphase:

Bei optimaler Leistung findet man eine annähernd elliptische bis maximal 7 mm tiefe Nekrose, die sich seitlich der Elektrodenauflageflächen noch maximal 2 mm fortsetzt, so daß sich insgesamt eine Nekrosebreite von 8 bis 9 mm ergibt. Im nekrotischen Bereich zeigen sich unterschiedliche und scharf getrennte Läsionszonen. Sie sind schon bei geringer Vergrößerung an der unterschiedlichen Anfärbbarkeit zu erkennen. Auch in einigen formalinfixierten Präparaten (Abb. 45) zeichnet sich diese Zoneneinteilung ab. Eine stärker anfärbbare zentrale Zone von hyalinen Eiweißmassen wird vollständig von einer peripheren Zone mit noch erhaltenen mikroskopischen Leberzellstrukturen umgeben. Die Leberzellbalken sind deutlich zu erkennen. Teilweise sind auch noch Kernstrukturen in der Tiefe schattenhaft faßbar. Offensichtlich entsteht in der zentralen Zone während der Koagulation eine höhere Temperatur. Der Grund dafür scheint neben einer geringgradig höheren Stromdichte im zentralen Feld vor allem eine bessere Wärmeableitung an der Peripherie zu sein.

Die Nekrosen setzen sich seitlich und in der Tiefe sehr scharf gegen das erhaltene Lebergewebe ab, wobei auch größere Periportalfelder ohne wesentliche Abweichungen durchzogen werden. Gelegentlich findet man kleine, zungenförmige Ausläufer der Nekrose bis maximal 300 µm, die unabhängig von geweblichen Strukturen auftreten.

Unmittelbar subkapsulär, zwischen den Elektrodenauflageflächen, zeigt sich gelegentlich noch ein schmaler erhaltener Parenchymsaum, der jedoch in der Folgezeit ebenfalls nekrotisch wird. Die innerhalb der Nekrose faßbaren Periportalfelder mit noch gut erhaltenen Faserstrukturen weisen englumige Gefäße und Gallengänge mit verzerrtem kubischem Epithel auf.

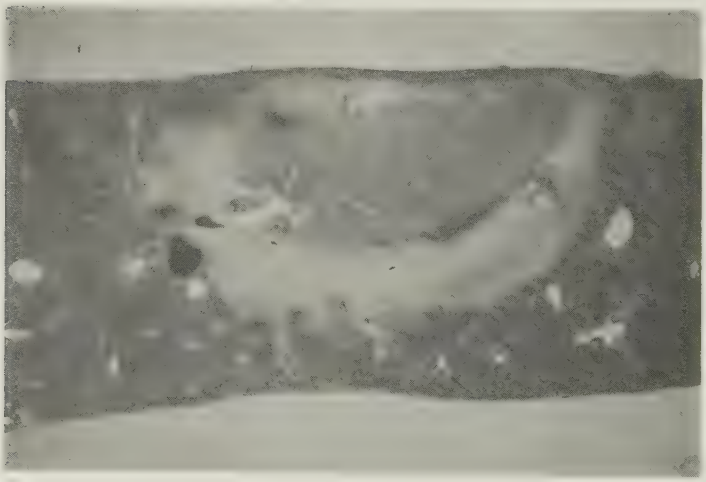

Abb. 50 Histologischer Schnitt der Kaninchenleber 48 Stunden nach der bipolaren Hochfrequenzkoagulation bei optimaler Leistung

Bei ungenügender Leistung breitet sich die Nekrose aus dem Gebiet der Elektrodenauflageflächen zungenförmig in das Leberparenchym aus (Abb. 51). Der elliptische Ausfallherd wird bereits angedeutet, wobei jedoch noch zwischen den

Elektroden, je nach Leistung, eine kegelförmige Parenchyminsel stehen bleibt. Bei Erhöhung der Leistung verkleinert sich das erhaltene Restparenchym und wird bei Optimierung der Leistung schließlich in die Nekrose einbezogen.

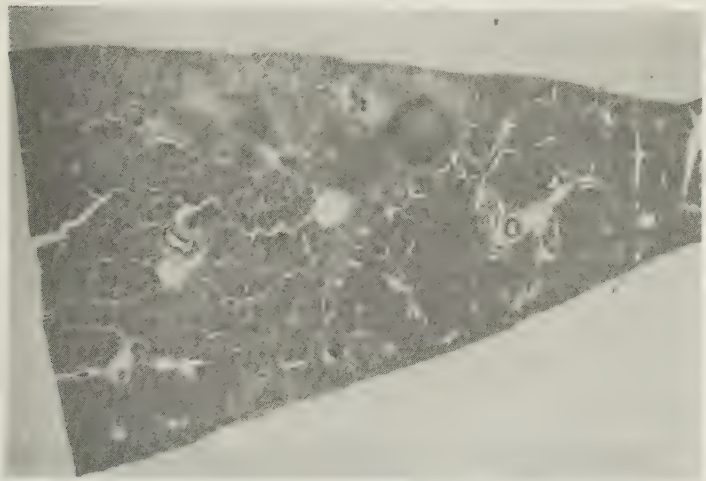

Abb. 51 Histologischer Schnitt der Kaninchenleber 48 Stunden nach der bipolaren Hochfrequenzkoagulation bei ungenügender Leistung

Bei der Beurteilung der Nekrosen an der Kaninchenleber nach sechstägiger Heilungsdauer ergaben sich keine wesentlichen Veränderungen, was die Ausbreitung der Läsion betrifft. Bemerkenswert ist jedoch, daß der zunächst noch erhaltene schmale subkapsuläre Parenchymsaum nun ebenfalls nekrotisiert ist. Die Einteilung in eine periphere und eine zentrale Nekrosezone ist noch erkennbar. Die Demarkierung der

Nekrose mit zelliger Infiltration hat begonnen.

Das histologische Präparat der Lebernekrose vierzehn Tage nach der Koagulation zeigt zentral noch Reste des nekrotischen Materials, das von Granulationsgewebe mit mehrkernigen Fremdkörperriesenzellen und Schaumzellen eingeschlossen wird. Peripher ist die Nekrose bereits durch einen breiten Saum jungen Bindegewebes ersetzt. Das vernarbende Gewebe zeigt zahlreiche Verkalkungen. In ihm finden sich auch Zellstrukturen der Periportalfelder und Gallengänge. Sie sind jedoch, wie ein Vergleich mit den Lebernekrosen zeigt, die nach sechstägiger Heilungsdauer fixiert werden, das Ergebnis regenerativer Mechanismen des Leberparenchyms und keinesfalls thermoresistente oder revitalisierte Zellen. Die Zoneneinteilung der Läsion läßt sich nicht mehr nachweisen.

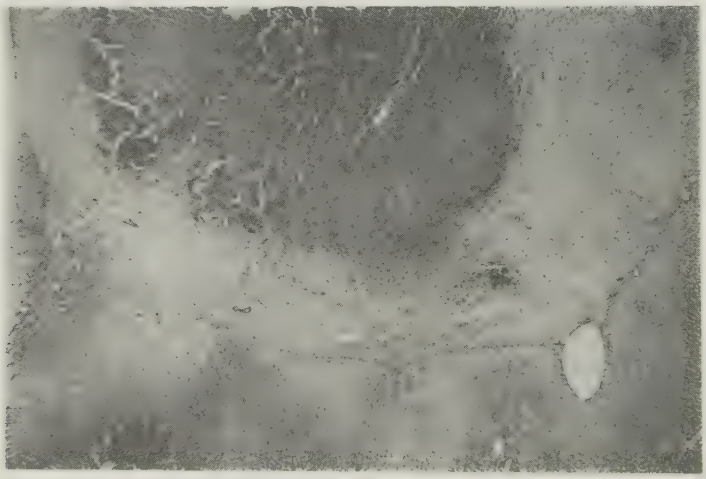

Abb. 52 Histologischer Schnitt der Kaninchenleber 14 Tage nach der bipolaren Hochfrequenzkoagulation

Histologische Beschreibung der in vitro an der Schweineharnblase erzeugten Koagulationsnekrose:
Bei einer Wandstärke von 6 mm zeigt sich eine relativ scharf begrenzte, die gesamte Harnblasenwand erfassende Koagulationsnekrose, die sich seitlich der Elektrodenaufsatzflächen, besonders innerhalb des lockeren Schleimhautbindegewebes, noch 1 mm ausbreitet. Zwischen den Elektroden findet man unmittelbar nach der Koagulation noch relativ gut erhaltenes Urothel. In der Nachbarschaft der Elektrodenauflageflächen erkennt man neben einer mechanischen Ablösung des Urothels deutliche Zerrfiguren, wie sie nach einer unmittelbaren thermischen Einwirkung auftreten. Die Tunica propria der Schleimhat ist ödematös verbreitert mit koagulierten scholligen und bandförmigen Eiweißniederschlägen und verworfenen kollagenen Faserstrukturen. Die Kapillaren sind eng gestellt, teilweise mit weitgehender Verlegung der Lichtung, und weisen knopfförmige Endothelkerne auf. Innerhalb weniger Muskelfaserbündel zeigen sich einzelne Verdampfungslücken. Die Nekrose reicht bis unter die Serosa, wobei auch hier schollige Eiweißniederschläge im lockeren Bindegewebe zu finden sind. Die Nekrose ist insgesamt durch eine verminderte und unregelmäßige Anfärbbarkeit der verschiedenen Gewebestrukturen gekennzeichnet.

Die histologische Auswertung der Nekrosen in vivo an der Kaninchenleber und in vitro an der Schweineharnblase zeigt, daß mit dem Verfahren der automatisch geregelten Hochfrequenzkoagulation eine vollständige und homogene Devitali-

sierung aller Zellen im Nekrosebereich gelingt bei weitgehendem Erhalt des strukturellen Aufbaus. Die Nekrosen sind scharf begrenzt. Die Nekrosebildung verläuft in den verschiedenen Gewebearten prinzipiell gleich. Hinsichtlich der Ausbreitung, Größe, Homogenität und Abgrenzung der Läsionen sind keine Unterschiede feststellbar.

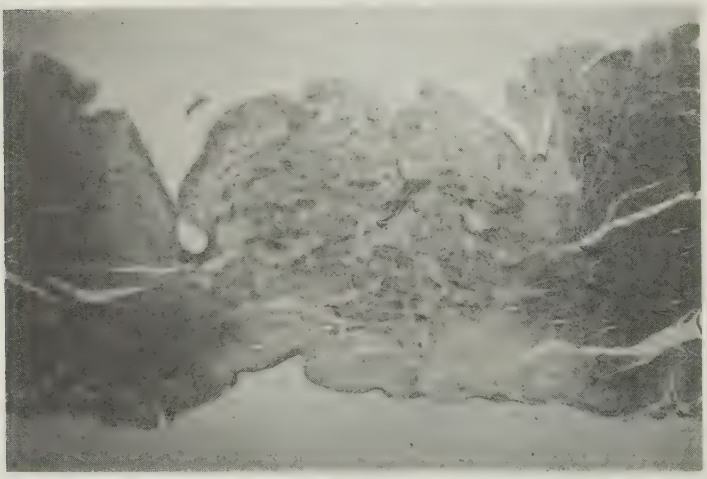

Abb. 53 Histologischer Schnitt der Harnblasenwand (Schwein) - Blasenwandstärke 6 mm, transmurale Nekrose durch bipolare Hochfrequenzkoagulation in vitro

6.5 DAS TEMPERATURPROFIL AN DER HARNBLASENWAND BEI GEREGELTER BIPOLARER HOCHFREQUENZKOAGULATION

Bei einer transmuralen Thermokoagulation mit Hochfrequenzstrom an einem Hohlorgan besteht die große Gefahr, benach-

barte Strukturen durch die Hitzeentwicklung zu schädigen. Abb. 54 zeigt eine zwei Tage alte Thermoläsion an der Magenwand nach der Koagulation eines dem Magen aufliegenden dünnen Leberlappens. Bei einem transurethralen Vorgehen sind vor allem die der Harnblase anliegenden Darmschlingen gefährdet. Es kann zu einer offenen oder gedeckten Perforation des Darmes mit all ihren Folgen kommen. Für die Koagulation an den nicht fixierten Teilen der Harnblase, insbesondere am Blasendach, muß das Risiko einer Darmwandschädigung genau abgeschätzt werden. Glücklicherweise kommen nur etwa 4 % aller Blasentumore dort vor /28/.

Abb. 54 Translobäre Lebernekrose (Kaninchen) mit Schädigung der anliegenden Magenwand; 48 Stunden nach Koagulation

Ziel der Temperaturmessungen in dieser Arbeit ist es zu beurteilen, ob sich die Temperatur an der Serosa mit den an der Kaninchenleber ermittelten Strom/Zeit-Werten begren-

zen läßt. Ferner soll die räumliche Temperaturverteilung zwischen Serosa und Mukosa der Harnblase und der Temperaturabfall an den Rändern der Nekrose beurteilt werden. Zu diesem Zweck führen wir Koagulationen an der frisch entnommenen Harnblasenwand von Schweinen durch und zeichnen die Temperaturverteilung mit einer Wärmebildkamera auf. Sie ist für einen Temperaturbereich zwischen 40° C und 70° C geeicht. Dieser ist entsprechend den 10 vorgewählten Farbstufen in 10 Temperaturintervalle unterteilt. Jede auf dem Monitor in der Reihenfolge der Farben neu erscheinende Farbe markiert einen Anstieg der Temperatur um 3° C Abb. 55 zeigt Beispiele solcher Thermogramme, wie sie vom Farbmonitor der AGA-Kamera abgefilmt werden. Die Wandstärken der isolierten Harnblasen werden mit einer Ultraschallsonde vermessen (Abb. 56).

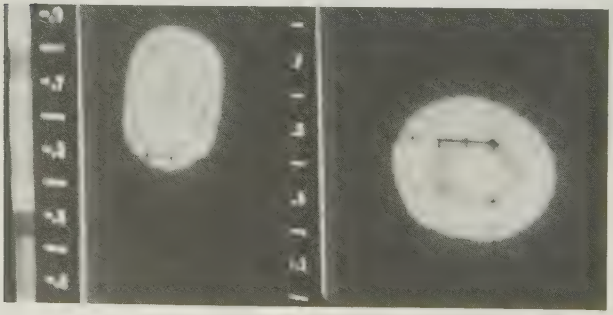

Abb. 55 Thermogramme der Blaseninnenwand (links) und der Blasenaußenwand (rechts) bei bipolarer Hochfrequenzkoagulation an der Schweineharnblase - AGA-Kamera

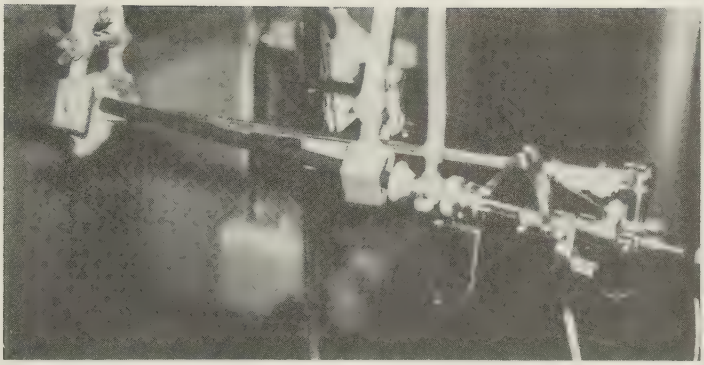

Abb. 56 Ultraschallsonde (a) und Resektoskop mit den bipolaren Bügelelektroden (b) an der Schweineharnblase

An den 5 bis 6 mm starken Blasenwänden wird mit den an der Kaninchenleber ermittelten optimalen Leistungsparametern koaguliert. Dabei wird an der Serosa keine höhere Temperatur als 50° C gemessen. Eine sichere Devitalisierung erfordert jedoch mindestens eine Temperatur von 60° C für eine Zeitdauer von zwei Sekunden /61/. Ausgehend von den Stromstärken und Koagulationszeiten, die an der Kaninchenleber zu maximalen Nekrosetiefen führen, erhöhen wir die Stromstärke. Die Koagulationszeit wird zunächst beschränkt. Die Koagulation wird in dem Augenblick beendet, in dem auf dem Farbmonitor eine höhere Temperatur als 60° C ablesbar wird. Entsprechend unserer Eichung markiert ein Farbsprung von Schwarz auf Rot einen Anstieg der Temperatur von 59° C auf

62° C. So kann z.B. mit einer Stromstärke von 260 mA nach 35 Sekunden an der Außenwand der Blase eine Temperatur von 60° C gemessen werden. Weitere 10 Sekunden Koagulationszeit lassen die Temperatur auf etwa 65° C ansteigen. Dabei kann eine sichere transmurale Nekrose erwartet werden. Dies läßt sich im histologischen Bild bestätigen (Abb. 53). Die graphische Darstellung der Thermogramme an der Serosa der Harnblasenwand (Abb. 57) zeigt einen linearen Anstieg der Temperatur während der Koagulation, wobei die Temperatur innerhalb von einer Sekunde in etwa um 1° C steigt. Das

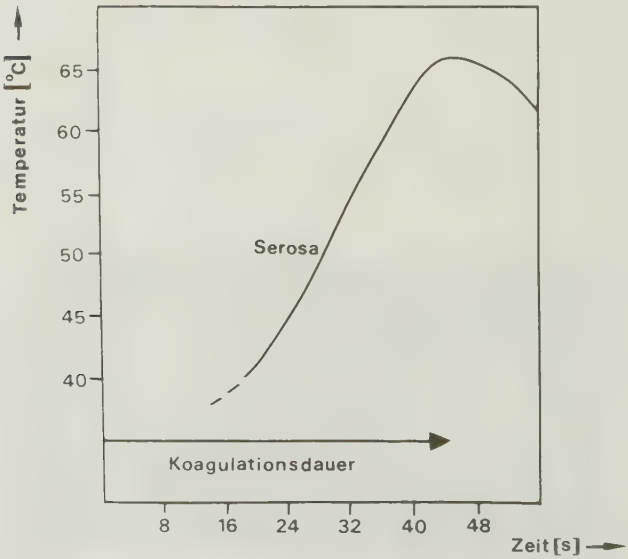

Abb. 57 Zeitlicher Temperaturverlauf im Mittelpunkt der bipolaren Hochfrequenzkoagulation, gemessen mit der Wärmebildkamera

stetige Anwachsen der Temperatur mit der Koagulationszeit spricht für eine gute Steuerbarkeit der geregelten bipolaren Hochfrequenzkoagulation hinsichtlich der dabei erzeugten Wärme.

Die gleichzeitige räumliche Auswertung der Thermogramme an der Blaseninnenwand und der Blasenaußenwand ergibt eine graphische Darstellung, wie sie Abb. 58 zeigt. Die Elektrodenbügel sind schematisch durch Punkte dargestellt. Der Pfeil markiert die Breite der Nekrose. Die räumlichen Temperaturverteilungen an der Serosa und Mukosa entsprechen sich qualitativ. Vom Mittelpunkt zwischen den Elektrodenbügeln aus fällt die Temperatur zum Rand hin glokkenförmig ab. Der steile Abfall an den Rändern weist auf eine scharfe Begrenzung der Nekrose hin, wie sie der histologische Vergleich bestätigt.

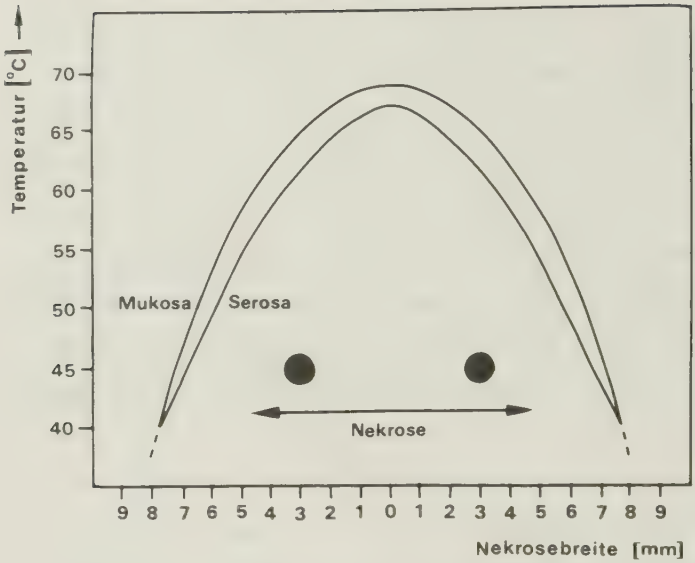

Abb. 58 Räumliche Temperaturverteilung an der Blaseninnenwand und der Blasenaußenwand bei bipolarer Hochfrequenzkoagulation - Die Punkte markieren die Elektrodenbügel

6.6 DIE MAXIMALE HYDROSTATISCHE BELASTBARKEIT VON HARNBLASEN NACH GEREGELTER BIPOLARER HOCHFREQUENZKOAGULATION

Bei einer transmuralen Nekrosebildung ist die Harnblase dem Risiko einer Perforation durch zwei Mechanismen ausgesetzt. Zum einen direkt während der Manipulation mit Hochfrequenzstrom durch Sprengung der Wandstruktur, zum andern

danach durch eine verminderte hydrostatische Resistenz des nekrotisierten Wandbereichs.

Das Perforationsrisiko während der Stromeinwirkung ist als äußerst gering einzuschätzen. Der konstante Stromfluß während der gesamten Koagulation läßt eine äußerst schonende Erwärmung des Gewebes zu. Wie die histologischen Untersuchungen zeigen, bleibt die Wandstruktur der Harnblase erhalten. Zusätzlich verhindert die automatische Schutzschaltung des Reglers bei einer Überdosierung der Leistung die Überhitzung und damit die Zerstörung der Harnblasenwand durch eine ausgedehnte Vaporisierung. Während unserer gesamten Untersuchungen konnten wir keine einzige direkte Perforation an der isolierten Schweineharnblase mit der geregelten bipolaren Hochfrequenzkoagulation provozieren. Selbst an der nur etwa 1 mm dicken Kaninchenharnblase ist es möglich, eine schonende und sichere transmurale Koagulation durchzuführen (Abb. 59).
Ein koagulierter Wandbereich stellt vor allem bei transmuraler Ausdehnung einen sogenannten "locus minoris resistentiae" dar. Dieser kann nach einer Koagulation bei entsprechender hydrostatischer Belastung die Ursache einer Perforation und ihrer Folgen sein. Es ist daher von Interesse, die relative Minderung der Druckresistenz zu beurteilen. Zu diesem Zweck vergleichen wir die maximale hydrostatische Belastbarkeit von nicht koagulierten und koagulierten Schweineharnblasen. Ein etwa 1,5 cm^2 großer Wand-

bereich wird bei entspanntem Zustand der Harnblase transmural koaguliert. Die Wandstärke beträgt bei allen Harnblasen 3 bis 4 mm.

Abb. 59 Außenwand der Kaninchenharnblase vor und nach intravesikaler bipolarer Hochfrequenzkoagulation in vivo - Blasenwandstärke 1 mm - Die Elektrodenbügel an der Blaseninnenwand sind deutlich zu erkennen

Die Harnblasen werden kontinuierlich mit isotoner Kochsalzlösung bis zur Perforation gefüllt. Gleichzeitig erfolgt die Aufzeichnung des hydrostatischen Drucks mittels eines Meßwertschreibers. Die Druckwertkurven der nicht koagulierten Harnblasen zeigen einen typischen biphasischen Verlauf (Abb. 60). Zunächst steigt der hydrostatische Druck in der Harnblase bei kontinuierlicher Füllung flach und linear an. Ist die maximale Volumendehnbarkeit der Harnblasenwand überschritten, so steigt die Kurve

während der Phase der strukturellen Gefügedilatation steil an bis zur Ruptur der Harnblase.

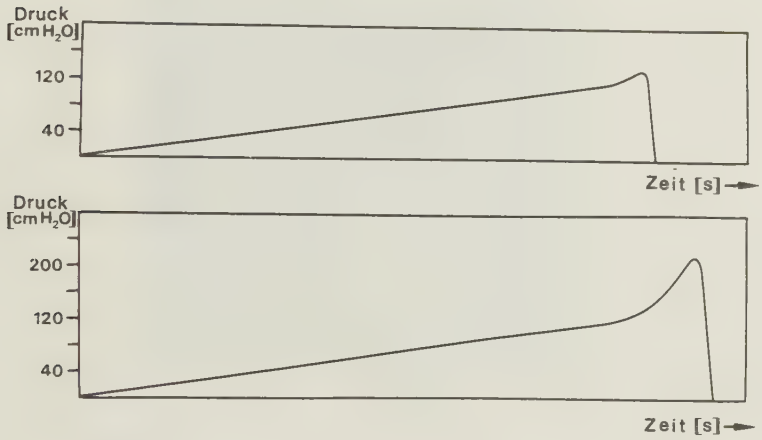

Abb. 60 Anstieg des hydrostatischen Drucks in nicht koagulierten (unten) und koagulierten (oben) Schweineharnblasen in vitro bei kontinuierlicher Füllung

Bei den koagulierten Harnblasen steigt der hydrostatische Druck zunächst, den Druckkurven der unbehandelten Harnblasen entsprechend, leicht linear an. Die Phase 2 ist jedoch deutlich verkürzt oder nur im Ansatz erkennbar. Der ca. 1,5 cm² große transmurale Wanddefekt beeinflußt anscheinend nicht die durchschnittliche maximale Volumendehnbarkeit der Harnblasen. Erst bei einsetzender Gefügedilatation kommt es zur vorzeitigen Ruptur im koagulierten Bereich der Harnblasenwand. Bis dahin ist der transmurale nekrotisierte Wandbereich durch die Compliance der ganzen

Harnblase vor einem Einriß geschützt. Von daher ist unter physiologischen Verhältnissen mit einem hohen Maß an Sicherheit hinsichtlich einer Perforation zu rechnen.

Die nicht koagulierten Harnblasen perforieren bei einer hydrostatischen Belastung von 180 bis 250 cm H_2O. Bei den koagulierten Harnblasen liegen die Werte der maximalen Belastbarkeit zwischen 110 und 150 cm H_2O. Abb. 61 zeigt einen durch solche Druckwerte entstanenden Einriß im koagulierten Wandbereich der Harnblase. Die maximale durchschnittliche Druckbelastbarkeit ergibt für die nicht koagulierten Harnblasen einen Wert von 220 cm H_2O und für die koagulierten einen Wert von 130 cm H_2O. Dies bedeutet etwa einen Verlust von 40 % an Druckresistenz der Harnblasen nach der Koagulation.
Nimmt man für eine menschliche Harnblase einen hydrostatischen Rupturdruck von über 400 cm H_2O an, so läge die maximale Druckbelastung koagulierter Harnblasen mit einem Koagulationsfeld von weniger als 1,5 cm^2 bei etwa 240 cm H_2O. Die angegebene Größe des nekrotischen Wandbereichs bezieht sich dabei auf eine nicht gefüllte schlaffe Harnblase. Der durchschnittliche Blasenöffnungsdruck der menschlichen Harnblase beträgt etwa 100 cm H_2O und liegt somit weit unter der angegebenen kritischen Grenze. Auch ist bei dieser Übertragung zu beachten, daß die Messungen an isolierten Harnblasen durchgeführt wurden. Der in vivo zusätzlich druckstabilisierende paravesikale Raum wird dabei nicht berücksichtigt.

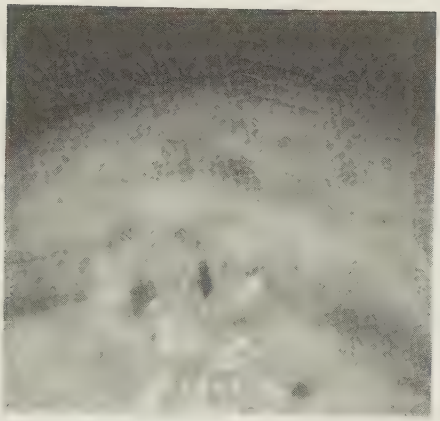

Abb. 61 Einriß der Harnblase im transmural nekrotisierten Wandbereich bei hydrostatischer Druckbelastung (Schweineharnblase in vitro)

Die Gefahr einer Perforation nach Koagulation der Harnblasenwand ist also insgesamt als minimal einzuschätzen. Wird durch einen Blasenkatheter oder durch eine suprapubische Fistel eine Dauerableitung geschaffen, so kann das Risiko einer Perforation nach Koagulation gleich Null gesetzt werden.

7. DISKUSSION

In der Therapie von Harnblasentumoren hat es sich als sinnvoll erwiesen, zusätzlich zur Resektion eine Koagulation der tumorösen Wandabschnitte durchzuführen. So können pathologische Zellen im Tumorbett abgetötet werden, die bei der transurethralen Resektion wegen der Gefahr einer Harnblasenperforation nicht erfaßt werden können.
Ein Verfahren, das sich für eine transmurale Nekrosebildung eignet, muß bestimmte Anforderungen erfüllen. Zu den wichtigsten ist dabei zu rechnen, daß die Nekrose sich scharf demarkiert, in sich homogen ist, in ihrer Ausbreitung steuerbar ist, und auch die tiefen Gewebeschichten erfaßt, ohne daß dabei Nachbarorgane, wie z.B. dem Blasendach anliegende Darmschlingen, gefährdet werden (siehe Kap. 1.2).
Wie aus der Literatur /62/ bekannt ist, ist für diesen Zweck eine gleichmäßige Erwärmung des zu koagulierenden Abschnitts der Harnblasenwand um 60° C innerhalb von wenigen Sekunden optimal. Durchfließt Hochfrequenzstrom Gewebe, dann wird Joulesche Wärme frei. Große Leitfähigkeitsunterschiede, wie z.B. in der aus verschiedenen Gewebestrukturen aufgebauten Harnblasenwand, bewirken bei den konventionellen, nicht geregelten monopolaren und bipolaren Hochfrequenzkoagulationen eine sehr ungleichmäßige Stromdichteverteilung und damit eine inhomogene Erwärmung. Des-

halb erfüllen die bisher verwendeten Hochfrequenzkoagulatoren nicht die o.g. Anforderungen an eine transmurale Koagulationstherapie.
Bei dem neuen Verfahren der automatisch geregelten bipolaren Hochfrequenzkoagulation wird dem zu denaturierenden Gewebe während der gesamten Koagulation eine konstante Energie zugeführt. Dies wird durch eine gleichmäßige Stromeinprägung erreicht, unabhängig von themperaturbedingten Impedanzänderungen während der Koagulation. Die aus der Literatur bekannten Vorzüge /73/75/ einer bipolaren Arbeitsweise lassen sich dadurch noch wesentlich verbessern. Es entstehen deutlich abgegrenzte und in sich homogene Koagulationsnekrosen, die bis zu einer Tiefe von 7 mm in das Gewebe eindringen. Die Nekroseausbreitung erfolgt unabhängig von spezifischen Leitfähigkeitsunterschieden und damit auch nicht abhängig von Blutgefäßen oder Grenzschichten. Eine derartig qualitativ hochwertige Tiefenkoagulation kann bisher nur unter großem technischen Aufwand mit Hilfe eines Neodym-YAG Lasers erreicht werden.

Die neue Methode der endovesikalen automatisch geregelten bipolaren Hochfrequenzkoagulation ist aufgrund folgender weiterer Kriterien für einen breiten klinischen Einsatz geeignet:

1. Wie die Optimierung der Leistungsparameter ergibt, läßt sich die Ausbreitung der Nekrose sehr gut steuern und

reproduzieren. Die Tiefenwirkung ist dabei vor allem eine Funktion der Koagulationszeit. Eine gewünschte Nekrosetiefe wird bei entsprechender Wahl der Koagulationszeit definitiv nicht überschritten.
Die maximal erreichbare Nekrosetiefe ist bei entsprechenden Expositionszeiten - größer oder gleich 20 Sekunden - ausschließlich eine Funktion der Stromstärke (siehe Kap. 6.2).

2. Die geregelte Stromzufuhr führt zu einer schonenden Erwärmung des Gewebes, und durch die automatische Schutzschaltung des Hochfrequenzgerätes wird ein Vaporisieren und Karbonisieren der Koagulationsnekrose vermieden. Diese beiden Punkte gewährleisten den Erhalt der Wandstrukturen (siehe Abb. 53). Eine Perforation der Harnblasenwand während oder nach der Koagulation ist daher nicht zu erwarten (siehe Kap. 6.6).

3. Unsere Temperaturmessungen zeigten, daß sich die Wärmebildung an der Serosa der Harnblasenwand räumlich und zeitlich begrenzen läßt. Das Risiko einer Schädigung anliegender Darmschlingen durch fortgeleitete Wärme ist also kalkulierbar und damit vermeidbar.

4. Die räumlichen Temperaturprofile an der Serosa und Mukosa entsprechen einander (siehe Abb. 58). Die Veränderungen der Mukosa während der Koagulation können durch das Zystoskop beobachtet werden. Sie sind abhängig von der Stromstärke, der Koagulationszeit und der

Spüldauer. Somit ist es möglich, unter Berücksichtigung dieser Parameter von den oberflächlichen Gewebeveränderungen während der Koagulation auf die Ausbildung der Nekrose in der Tiefe zu schließen. Sie sind mit der Nekrosetiefe korreliert (siehe Kap. 6.2).

5. Bei einer Stromstärke von 180 mA und einer Koagulationszeit von 20 Sekunden läßt sich in einem Koagulationsvorgang ein ungefähr 200 mm^3 großes Gewebevolumen nekrotisieren. Dabei beträgt die Ausbreitung 9 mm in der Länge, 4 mm in der Breite und 6 mm in der Tiefe.
   Der Neodym-YAG Laser setzt bei gleicher Tiefenausdehnung Koagulationspunkte mit einem Durchmesser von 3 mm. Für ein ebenso großes Gewebevolumen benötigt man bei überlappender Koagulationstechnik also in etwa die gleiche Zeit.

6. Durch die schonende Erwärmung und infolge der automatischen Schutzschaltung wird kein Anhaften von koagulier-tem Gewebe an den Elektroden beobachtet. Die Nekroseoberfläche wird beim Abheben der Bügelelektroden nicht aufgerissen und damit eine mögliche Blutung vermieden. Ein Säubern der Elektroden nach Koagulation erübrigt sich. Die in der Literatur zu dieser Problematik vorgestellte "water jet"-Methode /69/ hat sich in der allgemeinen klinischen Anwendung nicht bewährt.

7. Die allgemeinen Gefahren für Patient und Operateur, wie

sie bei einer Manipulation mit unipolarem Hochfrequenzstrom bestehen /18/, sind bei einer bipolaren Arbeitsweise zu vernachlässigen, da der Stromfluß lokal auf den Koagulationspunkt beschränkt bleibt.

Mit keinen anderen Verfahren der Hochfrequenztechnik werden bisher vergleichbare Ergebnisse in der transmuralen Koagulationstherapie tumorösen Blasengewebes erzielt. Hingegen hat sich die Photokoagulation in experimentellen und klinischen Studien /32/ mit dem Neodym-YAG Laser bewährt und findet in zunehmendem Maße in der klinischen Therapie von Harnblasentumoren Verwendung. In Anbetracht der ähnlichen Problematik bei Anwendung des Neodym-YAG Lasers und der bisher vorliegenden vielversprechenden Ergebnisse kann man davon ausgehen, daß sich die automatisch geregelte bipolare Hochfrequenzkoagulation in der klinischen Therapie von Blasentumoren bis zum Stadium T_2 als alternative Ergänzung der transurethralen Resektion etabliert. Vor allem läßt sich die regelbare Hochfrequenzkoagulation und die Regeleinheit mit einem vergleichsweise gegenüber der Lasertechnik geringen technischen und finanziellen Aufwand verwirklichen. An dem Institut für Hochfrequenztechnik der Hochschule der Bundeswehr in München-Neubiberg ist ein Hochfrequenzgenerator entwickelt worden, der sich in der urologischen Klinik sowohl zur transurethralen Resektion als auch zur transmuralen Koagulationstherapie eignet.

Bis zur Anwendung dieser neuen Technik in breitem klinischem Rahmen müssen jedoch noch eine Reihe von Problemen geklärt werden. Während unserer experimentellen Arbeit und bei der Auswertung der Ergebnisse haben sich wichtige Fragen ergeben, die Gegenstand weiterer Untersuchungen sein müssen (s. Kap. 8).

Auch an weitere Einsatzmöglichkeiten des automatisch geregelten bipolaren Hochfrequenzgenerators in anderen Bereichen der Humanmedizin ist zu denken.
Die Anwendung des Verfahrens in der Dermatologie ist zu erwägen. Eine Tiefenkoagulation von Nävi und Hauttumoren scheint damit möglich zu sein.
Da bei diesem neuen Hochfrequenzverfahren keine Vaporisation oder Karbonisation zu erwarten ist und ein Anhaften von koaguliertem Gewebe an den Operationsinstrumenten nicht boebachtet wird, wird z.Z. in einer parallelen Promotionsarbeit die Eignung des Koagulators zur chirurgischen Blutstillung überprüft.
Mit den Schwierigkeiten einer Blutstillung durch Hochfrequenzstrom befassen sich zahlreiche Literaturstellen, vor allem aus den Fachbereichen der Neurochirurgie, der Mikrochirurgie, der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, der Augenheilkunde und der Urologie (siehe Kap. 2.4). Das Anhaften von nekrotischem Material an den Operationspinzetten führt dazu, daß beim Lösen der Pinzetten nach erfolgter Blutstillung die Blutungsquelle wieder aufgerissen wird. Verbrennungen und Dampfblasenbildungen im Gewebe erschweren die

Wundheilung und gefährden benachbarte anatomische Strukturen. Dies ist besonders in den o.g. Fachbereichen von Bedeutung. Bisher hat sich keine dieser aus der Literatur bekannten Methoden in der breiten klinischen Anwendung bewährt.

8. WEITERE ÜBERLEGUNGEN

Der erfolgreiche Einsatz der automatisch geregelten bipolaren Hochfrequenzkoagulation erfordert insbesondere die Klärung folgender Fragen:

1. Das zentrale Kriterium für ein erfolgreiches Therapieverfahren der transmuralen Thermokoagulation an der Harnblasenwand ist die Temperaturentstehung während der Koagulation. Vor allem muß der Temperaturgradient an der Blasenhinterwand in Abhängigkeit von den Parametern Stromstärke, Expositionszeit und Wandstärke quantitativ erfaßt werden.

2. Die Optimierung der Leistungsparameter muß am Harnblasengewebe in vivo überprüft werden. Die Stromstärke dürfte dabei etwas über den von uns an der Kaninchenleber ermittelten Werten liegen.

3. Die Ausbildung des typischen Nekroseprofils sollte an einem Tumormodell histologisch überprüft werden.

4. Der Heilungsverlauf von in vivo erzeugten transmuralen Nekrosen an Harnblasenwänden sollte in möglichst engmaschigen Zeitintervallen verfolgt werden.

5. Der Einfluß der Oberflächenkühlung mit elektrolytfreien Flüssigkeiten auf die Nekrosebildung in den oberflächlichen Wandschichten der Harnblase sollte systematisch untersucht werden.

6. Die empirisch ermittelten geometrischen Gesetzmäßigkeiten der Stromdichteverteilung bei verschiedenen Elektrodenabmessungen könnten rechnerisch erfaßt und so optimiert werden.
7. Die Bügelelektroden sollten für einen endovesikalen Einsatz in ihrem vorderen Teil zumindest in einer Ebene beweglich sein.

Um das allgemeine Verständnis der Wirkung von hochfrequentem Strom in normalem und tumorösem Gewebe zu verbessern, sollten die schädigenden Mechanismen an Zellsuspensionen untersucht werden. Von besonderem Interesse ist es in diesen Zusammenhang, auch die intrazellulären Veränderungen zu erfassen. Da der Hauptmechanismus bei der Denaturierung von Zellgewebe mit Hochfrequenzstrom höchstwahrscheinlich der Thermokoagulation zuzuschreiben ist, wäre auch eine Studie über die Wärmeleitfähigkeit und Resorption verschiedener Gewebearten wünschenswert.

Weitere Einsatzmöglichkeiten des automatisch geregelten bipolaren Hochfrequenzgenerators in anderen Bereichen der Humanmedizin sind in Kap. 7 besprochen.

9. ZUSAMMENFASSUNG

Aufgabe dieser Arbeit ist es, mehrere Qualitäten eines neuen Verfahrens der Tiefenkoagulation mit automatisch geregeltem bipolarem Hochfrequenzstrom zu beurteilen. Dazu finden erstmalig systematische Untersuchungen am Tiermodell und an isolierten Organen statt. Wichtige Kriterien hinsichtlich der Möglichkeiten eines klinischen Einsatzes können so geklärt werden.

Es lassen sich bei einer maximalen Tiefenausdehnung von 7 mm transmurale Koagulationsnekrosen von ca. 200 mm^3 Volumen an der Harnblasenwand erzeugen. Die Nekrosen sind äußerst homogen und scharf begrenzt, unabhängig von Gewebestrukturen mit verschiedenen spezifischen Stromleitwerten. Der strukturelle Aufbau der Harnblasenwand bleibt dabei erhalten. Eine Zerstörung des Gewebeverbandes durch Vaporisation oder gar Karbonisation mit Anhaften von nekrotischem Material an den Elektroden ist ausgeschlossen. Eine Perforation ist daher nicht zu erwarten.

Die Nekrosetiefe ist definitiv steuerbar und reproduzierbar anhand der Leistungsparameter Stromstärke und Zeit. Die Wärmebildung an der Blasenhinterwand während der Koagulation ist begrenzbar. Eine Schädigung anliegender Darmschlingen wird somit kalkulierbar und damit vermeidbar.

Der automatisch geregelte bipolare Hochfrequenzgenerator ist somit zur klinischen Erprobung in der Therapie von Blasentumoren bis zum Stadium T_2 geeignet. Die Berücksichtigung der noch ungeklärten Kriterien (Kap. 7) ist dabei notwendig.

10. LITERATURVERZEICHNIS

/1/ ABDERHALDEN E.: Handbuch der biologischen Arbeitsmethoden, Urban & Schwarzenberg, Berlin (1934)

/2/ BARBER P.W., GANDHI O.P., HAGMANN M.J.: Electromagnetic absorption in a multilayred model of man, IEEE, Trans. on Biomed., ENGNG B26, 400 (1979)

/3/ BICHLER K.-H., HARZMANN R.: Hochfrequenzhyperthermie beim Harnblasenkarzinom: Experimentelle und klinische Erfahrungen, Therapiewo. 29, 2229 (1979)

/4/ BLACKWOOD W.D., SILVIS S.E.: Standardization of electrosurgical lesions, Gastrointestinal Endoscopy, 21, 22 (1974)

/5/ BORGMANN H., HENNIG J.: Bipolare Koagulation bei augenärtzlichen Operationen, Klin. Monatsbl. Augenheilkd. 165, 680 (1974)

/6/ BRUNNELLE F., KUNSTLINGER F., DOYON D.: A bipolar electrode for vascular electrocoagulation with alternating current, Radiology 137, 339 (1980)

/7/ BRUNNELLE F., KUNSTLINGER F., QUILLARD J., ROCHE A., DOYON D.: Electrocoagulation endovasculaire expérimentale; utilisation d'un courant; alternatif et d'unne électrode bipolaire (étude préliminaire), J. Radiol. 60, 129 (1979)

/8/ CHARLES S., WHITE W., DENNISON C., EICHENBAUM D.: Bimanual bipolar intraocular diathermy, Am. J. Ophthalmol. 81, 101 (1976)

/9/ COZEAN CH. Bipolar cautery forceps, J. Am. intraocul. implant. soc. 6, 61 (1980)

/10/ DECKER K., ROOS E., HIRSCH H.A.: Strommessungen bei Tubensterilisation nach dem bipolaren Koagulationsprinzip, Arch. Gynaekol. 40, 224 (1977)

/11/ DELONG W.B., FOX S.L.: Automatic cycling bipolar coagulation, Surg. Neurol. 8, 15 (1977)

/12/ DEMLING L.: Methoden und Möglichkeiten der operativen Endoskopie, Frotschr. Med. 96, 1347 (1978)

/13/ DOBBIE A.K.: The electronical aspects of surgical diathermy, Biomed. Eng. 5, 206 (1979)

/14/ DIETRICH F., GOTTSCHALK E., EITAHIR K., SCHNEIDER J.: Tierexperimentelle Untersuchungen zur Kryochirurgie der Harnblase, Zeitschr. Urol. 64, 881 (1971)

/15/ DUJOVNY M., VAS R., OSGOOD G.P.: Bipolar jeweller's forceps with automatic irrigation. Plast. Reconstr. Surg. 56, 585 (1975)

/16/ DUJOVNY M., VAS R., OSGOOD G.P., MAROON J.C., SANETTA P.J.: Automatically irrigated bipolar forceps, J. Neurosurg. 43, 502 (1975)

/17/ ENGLAND H.R., ANDERSON J.D., MINASIAN H., MARSHALL V.R., MOLLAND E.A., BLANDY J.P.: The therapeutic application of hyperthermia in the bladder, Br. J. urol. 47, 849 (1975)

/18/ FASTENMEIER K.: Die transurethrale Resektion mit Hochfrequenzströmen - Untersuchung und Optimierung der elektrischen Vorgänge, Habilitationsschrift, TU München (1977)

/19/ FASTENMEIER K.: Deutsches Patent Nr. P 2504280

/20/ FASTENMEIER K., FLACHENECKER G.: Elektrische Sicherheitsrisiken bei der Hochfrequenzchirurgie und deren Vermeidung, Biomed. Techn. - Biomed. Eng. 6, 397 (1979)

/21/ FLACHENECKER G., FASTENMEIER K.: Highfrequency current effects during transurethral resections, J. Urol. 122, 336 (1976)

/22/ FLINT E.F.: The use of bipolar microcoagulators for haemostasis in tonsillectomy, Clin. Otolarynol. 5, 273 (1980)

/23/ GESTRING G.F., KOOS W.T., BOECK F.W.: Bipolar coagulation with modified conventional electrocoagulators, J. Neurosurg. 37, 501 (1972)

/24/ GREENWOOD J.: Two-Point coagulation; new principle and instrument for applying coagulation current in neurosurgery, Am. J. Surg. 50, 267 (1940)

/25/ GREENWOOD J.: Two-point or interpolar coagulation; review after twelve-year period with notes on addition of sucker tip, J. Neurosurg. 12, 196 (1955)

/26/ HAINAU B., DOMBERNOWSKY P.: Histology and cell proliferation in human bladder tumors, Cancer 33 , 115 (1974)

/27/ HALL R.R., WADEHRA V., TOWLER J.M., HINDMARSCH J.R., BYRNE P.O.: Hyperthermia in the treatment of bladder tumours, Br. J. urol. 48, 603 (1976)

/28/ HARTUNG R., MAUERMAYER W., TAUBER R.: Die transurethrale Elektroresektion beim Blasenkarzinom, Therapiewoche 29, 2209 (1979)

/29/ HELL F.: Grundlagen der Wärmeübertragung, VDI-Verlag GmbH, Düsseldorf (1973)

/30/ HELMSTEIN K.: Treatment of bladder carcinoma by hydrostatic technique, Brit. J. Urol. 44, 434 (1972)

/31/ HOCHBERG K., BLEYL U.: Die Kältechirurgie der Harnblase: Eine experimentelle Studie, Urologe A 8, 211 (1969)

/32/ HOFSTETTER A., BÖWERING R., FRANK F., KEIDITSCH E., PENSEL J., ROTHENBERGER K., STAEHLER G.: Laserbehandlung von Blasentumoren, Dtsch. med. Wschr. 105, 1442 (1980)

/33/ HOFSTETTER A., FRANK F.: Der Neodym-YAG Laser in der Urologie, Editions Roche, Grenzach Wyhlen (1979)

/34/ HOFSTETTER A., FRANK F.: Ein neues Laser-Endoskop zur Bestrahlung von Blasentumoren, Fortschr. d. Med. 97, 232 (1979)

/35/ HOFSTETTER A., STAEHLER G.: Das Blasenkarzinom, Fortschr. d. Med. 95, 1715 (1977)

/36/ HOUSE W.F., HITSELBERGER W.E.: Surgical complications of acoustic tumor surgery, Achr. Otolaryngol. 88, 659 (1968)

/37/ IRGER I.M., BELOV S.V.: Novye modeli pintsetov dlia bipoliarnot'i koaguliatsii (New models of forceps for bipolar coagulation), Vopr. Neirokhir 6, 50 (1977)

/38/ JACQUES S., BULLARA L.A., PUDENZ R.H.: Microvascular bipolar coagulator, J. Neurosurg. 44, 523 (1976)

/39/ JUNG S.: Zucht und Haltung der wichtigsten Laboratoriumsversuchstiere, Gustav Fischer, Jena (1958)

/40/ KAPLAN H.M.; TIMMONS E.H.: The rabbit. A model for the principles of mammalian physiology and surgery, New York u.a., Acad. Pr. (1979)

/41/ KEIDITSCH E., LANGER E., STAEHLER G., HOFSTETTER A., EBNER H.: Histologische Veränderung an der Kaninchenharnblase nach Laserbestrahlung, Proc. Symp. Lasers in Med. and Biol., Neuherberg (1977)

/42/ KEIDITSCH E., MAIWALD H., FRANK F., HOFSTETTER A., ROTHENBERGER K.: Vergleichende morphologische Untersuchung an der Rattenharnblase nach Nd. YAG-Laserbestrahlung und Elektrokoagulation, Vortr. 3rd Int. Congr. for Laser Surg., Graz (1979)

/43/ KING T.F., WORPOLE R.: Self-irrigating bipolar diathermy forceps: technical note, J. Neurosurg. 37, 246 (1972)

/44/ KRAUSHAAR J., NÖSKE H.D., BREITWIESER P., HERBRICH H.: Aussichten der Anwendung elektromagnetischer Strahlungsenergie in der Urologie, Therapiewoche 37, 3084 (1972)

/45/ KREBS W.: Die Einwirkung der transurethralen Elektroresektion auf das Gewebe, ihre Komplikation und ihre klinische Bedeutung, Habilitationsschrift, Humboldt-Universität, Berlin (1948)

/46/ KRESSE H.: Kompendium der Elektromedizin, Siemens AG, Berlin - München (1978)

/47/ LUDGATE C.M., MC LEAN N.; NEWSAM J.E., PETTIGREW R.T., SELBY TULLOCH W.: Hyperthermic perfusion of the distended urinary bladder in the management of recurrent transitional cell carcinoma, Br. J. Urol. 47, 841 (1975)

/48/ MALLIS L.J.: Bipolar coagulation in microsurgery in Donaghy RMP, Yasargil MG (eds): Microvasular Surgery, Stuttgart, Georg Thieme Verlag (1967)

/49/ MAUERMAYER W.: Transurethrale Operationen, Springer, Berlin - Heidelberg (1981)

/50/ MC GUFF P.E., DETERLING R.A., GOTTLIEB L.S.: Tumoricidal effect of laser energy on experimental and human malignant tumors, N. Engl. J. Med. 273, 490 (1965)

/51/ MC PHERSON S.D.: Bipolar coagulation in ophthalmic operations, Am. J. Ophthalmol. 73, 790 (1972)

/52/ MOORE J.P., SILVIS S.E., VENNES J.A.: Evaluation of bipolar electrocoagulation in canine stomachs, Gastrointest. Endosc. 24, 148 (1978)

/53/ MULVANEY W.P., BECK C.W.: The laser-beam in urology, J. Urol. 99, 112 (1968)

/54/ MUNDINGER F., RIECHERT T., GABRIEL F.: Untersuchung zu den physikalischen und technischen Voraussetzungen einer dosierten Hochfrequenzkoagulation bei stereotaktischen Hirnoperationen, Zentralbl. Chir. 85, 1051 (1960)

/55/ MÜSSIGGANG H., KATSAROS W.: Experimentelle Erfahrungen mit Neodymlaserlicht bei Operationen, Laser u. ang. Strahlentechn. 4, 60 (1970)

/56/ NING T.C., AKTINS D.M., MURPHY R.C.: Bladder explosions during transurethral surgery, J. Urol. 114, 536 (1975)

/57/ NÖSKE H.D.: Die Laseranwendung in der Urologie unter besonderer Berücksichtigung der Therapie des Harnblasenkarzinoms, Z. Urol. Nephrol. 5, 351 (1978)

/58/ NÖSKE H.D., ROTHAUGE C.F., KRAUSHAAR J.: Die transurethrale Lasertherapie bei Harnblasentumoren, Therapiewoche 29, 2234 (1979)

/59/ O'MALLEY C., HEINTZ R.M.: Electrovitrectomy, Am. J. Ophthalmol. 76, 336 (1973)

/60/ PAPP J.P., FOX M.J., WILKS H.S.: Experimental electrocoagulation of dog gastric mucosa, Gastrointestinal Endoscopy 22, 27 (1975)

/61/ PENSEL J.: Temporales and spatiales Temperaturprofil der Harnblasenserosa bei intravesikaler Neodym-YAG Laserbestrahlung, Dissertationsschrift, Ludwig-Maximilians-Universität München (1979)

/62/ PENSEL J., HOFSTETTER A., FRANK F., KEIDITSCH E., ROTHENBERGER K.: Temporal and spatial temperature profile of the bladder serosa in intravesical Neodym-YAG-Laser irradiation, Eur. Urol. 7, 298 (1981)

/63/ PENSEL J., ROTHENBERGER K., HOFSTETTER A., FRANK F.: A-Bild-Sonographie zur Messung der Harnblasenwandstärke, Fortschr. Med. 98, 1066 (1980)

/64/ PEYMAN G.A., DODICH N.A.: Experimental intraocular coagulation, Ophthalmol. Surg. 3, 22 (1972)

/65/ PIERCEY J., WILLARD R., AUTH D., SILVERSTEIN F.: Development, application and evaluation of an analog computer for controlling electrocoagulation of gastrointestinal bleeding, Gastrointestinal Endoscopy 23, 238 (1977)

/66/ PRESMAN A.S.: Electromagnetic fields and life, New York, Plenum Press (1970)

/67/ RALSTON M.D., WOODFIELD S., HALVORSEN R.: Effect of increasing current and decreasing blood-flow for transcatheter electrocoagulation, Invest. Radiol. 17, 171 (1982)

/68/ REED K., SNIDER C.J.: Bipolar forceps for electrocautery in tonsillectomy, Trans. Am. Acad. Ophthalmol. Otolaryngol. 78, 258 (1974)

/69/ REIDENBACH H.D., BODEM F., FRÖHMORGEN P., SCHRÖDER G., LEX P., KADUK B.: Eine neue Methode zur endoskopischen Hochfrequenzkoagulation von Schleimhautdefekten, Biomed. Techn. 23, 71 (1978)

/70/ REUTER H.J.: Endoscopic cryosurgery of prostata and bladder tumors, J. Urol. 107, 389 (1972)

/71/ RIOUX J.E., CLOUTIER D.: Bipolar cautery for sterilization by laparoscopy, J. Reprod. Med. 13, 6 (1974)

/72/ ROBINSON J.L.: Proceedings: Bipolar diathermy, J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry 38, 413 (1975)

/73/ ROBINSON J.L., DAVIES N.J.: Bipolar diathermy, Can. J. Surg. 17, 287 (1974)

/74/ ROBINSON J.L., DAVIES N.J.: New bipolar coagulator, Biomed. Eng. 8, 516 (1973)

/75/ ROSENBERG V.I.: A new fingertip-controlled bipolar forceps for eletrocoagulation, Plast. Reconstr. Surg. 54, 228 (1974)

/76/ ROTHAUGE C.F., KRAUSHAAR J., NÖSKE H.D.: Einjährige Erfahrung mit der transurethralen Lastertherapie des Harnblasentumors, Münch. med. Wschr. 119, 593 (1977)

/77/ ROTHENBERGER K., PENSEL J., HOFSTETTER A.: Ein neues Verfahren zur endoskopischen Anwendung der A-Bild-Sonographie, Ultraschall 1, 304 (1980)

/78/ ROTHENBERGER K., PENSEL J., HOFSTETTER A., KEIDITSCH E., STERN J.: Dosierung der Neodym-YAG-Laserbestrahlung zur endovesikalen Anwendung bei Blasentumoren, Urologe A 20, 310 (1981)

/79/ ROTHENBERGER K., PENSEL J., HOFSTETTER A., KRIEGMAIR M., FASTENMEIER K., FLACHENECKER G., KEIDTISCH E., BABARYKA I.: Geregelte bipolare Hochfrequenzkoagulation für eine transurethrale Anwendung - Eine neue Möglichkeit zur Zerstörung von Blasentumoren, Beitrag zum Wettbewerb wissenschaftlicher Forschungsarbeiten der Eur. Assoz. Urol. in Wien 1982

/80/ RUEBBEN H., DAHM H.H., LUTZEYER W.: Rezidivhäufigkeit und Tumorprogression superficialer Harnblasenkarzinome, Urologe A 20, 211 (1981)

/81/ SACHSE H., ROOS E.: Die transurethrale Tiefendenaturierung, Urologe A. 19, 109 (1980)

/82/ SACHSE H., ROOS E.: Die transurethrale Tiefendenaturierung des Blasenkarzinoms mit Plattenelektroden, Verh. dtsch. Ges. Urolog. 29. Tg., Stuttgart 1977, S. 95-96, Berlin, Heidelberg, New Yrok: Springer 1978

/83/ SCARFF T.B.: A new bipolar suction-cautery forceps for micro-neurosurgical use, Surg. Neurol. 2, 213 (1974)

/84/ SHEA M.: Intravitreal electrocoagulation of retinal vessels, Can. J. Ophthalmol. 7, 268 (1972)

/85/ SILVIS S.E., BLACKWOOD W.D.: Observation on the healing of gastric lesions produced by gastroscopic electrosurgery, Gastroenterology 64, 370 (1973)

/86/ STAEHLER G., HOFSTETTER A., SCHMIEDT E., KEIDITSCH E., GORISCH W., WEINBERG W.: Zerstörung von Blasentumoren durch endoskopische Laserbestrahlung, Dt. Ärztebl. 12, 681 (1978)

/87/ STAEHLER G., HOFSTETTER A., SCHMIEDT E., ROTHER W., KEIDITSCH E.: Endoskopische Laser-Bestrahlung von Blasentumoren des Menschen, Fortschr. Med. 95, 3 (1977)

/88/ STAEHLER G.: Zerstörung von Blasentumoren durch endoskopische Applikation von Laser-Strahlen, Mttlg. der Urol. Klin. u. Poliklin. d. Univ. München (1977)

/89/ STAEHLER G., MC CORD R.C., HOFSTETTER A.: Nd: YAG-Laser irradiation of normal and tumorous bladder

wall, Vortr. 2nd Intern. Surg. Laser Symp., Dallas (1977)

/90/ STAEHLER G.: Mit Laserstrahlen Blasentumoren zerstört, Praxis-Kurier 29, 6 (1977)

/91/ STAEHLER G., HOFSTETTER A.: Komplikationsmöglichkeiten bei kältechirurgischen Eingriffen an der Prostata, Therapiewoche 26, 4259 (1976)

/92/ STAEHLER G., KONESTER A., WEINBERG W., MC CORD R.C., KEIDTISCH E., HOFSTETTER A.: Tierexperimentelle Untersuchungen zur Frage thermischer Schäden des Darmes bei endoskopischer Bestrahlung der Harnblase mit Neodym-YAG-Laser, Vortr. 3rd Int. Congr. for Laser Surg., Graz (1979)

/93/ SUGAWA C., SCHIER M., LUCAS C.E., WALT A.J.: Electrocoagulation of bleeding in the upper part of the gastrointestinal tract, a preliminary experimental clinical report, Arch. Surg. 110, 975 (1975)

/94/ SUGITTA K., TSUGANE R.: Bipolar coagulator with automatic thermocontrol, J. Neurosurg. 41, 777 (1974)

/95/ TAYLOR K.W., DESMOND J.: Electrical hazards in operating room with special reference to electrosurgery, Can. J. Surg. 13, 362 (1970)

/96/ TATE G.W., HUTTON W.L., VAISER A., SNYDER W.B.: A coaxial eletrode for intraocular diathermy, Am. J. Ophthalmol. 79, 691 ((1975)

/97/ THOMPSON W.M., MC ALISTER D.S., MILLER M., PIZZO S.V., JACKSON D.C., JOHNSRUDE I.S.: Transcatheter electrocoagulation: Experimental evaluation of the

anode, Invest. Radiol. 14, 41 (1979)

/98/ TORELL L.M., NILSSON S.K.: Temperature gradients in low-flow vessels, Phys. in Med. and Biol. 1, 106 (1978)

/99/ VEENEMA R.J., ROMAS Y.A., FINGERHUT B.: Chemotherapy for bladder cancer, Urology 3, 135 (1974)

/100/ WEISBROTH S.H., FLATT R.E., KRAUS A.L.: The biology of the laboratory rabbit, Ney York u.a., Acad. Pr. (1974)

/101/ WEISMANN H.: Neuland für die operative Endoskopie, Selecta 33, 3001 (1976)

/102/ WILEY J.D., WEBSTER J.G.: Analysis and control of the current distribution under circular dispersive electrodes, IEEE Trans. on Biomed. Engng. 29, 381 (1982)

/103/ YASARGIL M.B.: Microsurgery applied to Neurosurgery, Stuttgart, Georg Thieme-Verlag (1969)

11. BILDQUELLENVERZEICHNIS

Abb. 1, Abb. 2, Abb. 3, Abb. 5, Abb. 7 aus /79/

Abb. 16, Abb. 17 aus /1/

Lebenslauf

1959	Geboren am 30. Juli 1959 in München als erstes Kind des Studienrats Martin Kriegmair und seiner Ehefrau Luise Kriegmair, geb. Mittermayer
1965	Grundschule in Vaterstetten
1969	Gymnasium in Grafing
1972	Gymnasium in Vaterstetten
1978	Abitur am Gymnasium in Vaterstetten
1978	Drei Monate Wehrdienst in München
1978	Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München
1979-1983	Pflegedienst auf der Anaesthesie-Intensivpflegestation im Klinikum Rechts der Isar in München
[redacted] 1984	[redacted] Medizinisches Staatsexamen an der Ludwig-Maximilians-Universität München
1985	Assistenzarzt an der Klinik für Urologie der Medizinischen Universität zu Lübeck

Herrn Prof. Dr. Hofstetter danke ich, daß er mir ermöglichte, an seiner Klinik die Promotionsarbeit durchzuführen. Bei Herrn Chefarzt Dr. Rothenberger möchte ich mich für die interessante Themenstellung und für seine mit viel Engagement versehene Leitung der Arbeit bedanken. Besonders bin ich auch Herrn Dr. Pensel zu Dank verpflichtet. Er führte mich in das tierexperimentelle Arbeiten ein und stand mir während der gesamten Arbeit mit zahlreichen Ratschlägen und Diskussionen hilfreich zur Seite. Bei Herrn Dr. Keiditsch möchte ich mich bedanken für die mühevolle Auswertung zahlreicher histologischer Präparate und für sein Interesse an dieser Arbeit. Herrn cand. med. Boemers danke ich für die vielen Stunden, in denen er mir bei den operativ-experimentellen Versuchen half.

Herrn Prof. Dr. Fastenmeier danke ich für die ausführlichen Diskussionen zu elektrotechnischen Problemen. Herr Dr. Unsöld leistete wertvolle Hilfe beim gerätetechnischen Aufbau der Temperaturmessungen. Bei Herrn OA Dr. Babaryka bedanke ich mich für die Anfertigung der Photographien der formalinfixierten Präparate. Herrn Dr. Gminder danke ich für seine rasche Hilfe bei Ausfällen des Hochfrequenzgenerators. Auch bei den Schwestern der Urologischen Abteilung des Städtischen Krankenhauses München, Thalkirchner Straße, möchte ich mich bedanken für ihre freundliche Hilfe beim Zusammenstellen des experimentellen Instrumentariums.